Aus dem Institut für Pathologie im Klinikum Steglitz
der Freien Universität
stellvertr. geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Gross

GEWEBE IM KNÖCHERNEN LAGER NACH IMPLANTATION VON GLÄSERN
eine tierexperimentelle histomorphometrische Studie

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Christian Mika
aus Oppeln/OS

1985

Druck: Copy-Center in Dahlem
Ladenbergstraße 2-4
1000 Berlin 33
Tel. 831 40 25

Aus dem Institut für Pathologie im Klinikum Steglitz
der Freien Universität
stellvertr. geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Gross

GEWEBE IM KNÖCHERNEN LAGER NACH IMPLANTATION VON GLÄSERN

eine tierexperimentelle histomorphometrische Studie

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Christian Mika
aus Oppeln /OS

Referent: Prof. Dr. U. Gross

Korreferent: Prof. Dr. G. Friedebold

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 12.7.1985

Beginn der Arbeit: September 1980
Abschluß der Arbeit: Februar 1982

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549615_0049

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1.	Einleitung	7
2.	Material und Methoden	10
	2.1. Implantatmaterial	10
	2.2. Versuchstiere	11
	2.3. Operationsverfahren	11
	2.4. Histologische Technik	12
	2.5. Morphometrie	14
	2.5.1. Theoretische Grundlage	14
	2.5.2. Meßmethode	15
	2.6. Statistik	23
3.	Histologische Befunde	24
4.	Morphometrische Ergebnisse	35
	4.1. Betrachtung des Interface anhand der Längen am Implantat	35
	4.1.1. Mark - Kompaktabereich (für KG Z_1, KG ZR Im., KG ZR Iw., KG ZR II)	35
	4.1.2. Getrennt nach Mark- und Kompaktabereich (KG ZR Im. und KG Z_1)	41
	4.1.3. Vergleich Kompakta- und Markbereich	45
	4.2. Betrachtung der Volumendichten im Bohrlochbereich	46
	4.2.1. Gesamtbereich	46
	4.2.2. 100 µm Bereich	51
	4.2.3. Restbereich	55

	4.3.	Anliegende Volumendichten	60
	4.4.	Oberflächendichten der anliegenden Gewebe	64
	4.5.	Spezifische Oberfläche der anliegenden Gewebe	68
	4.6.	Verhältnis des Auftretens von Knochen im Interface zum übrigen Bohrlochbereich in der Kompakta	70
5.		Diskussion	72
6.		Zusammenfassung	76
7.		Literaturverzeichnis	77
		Anhang	82

1. Einleitung

Es besteht schon seit längerer Zeit das Bestreben, Knochendefekte durch Implantate zu füllen und Implantate zu entwickeln, die zementfrei eingesetzt eine biomechanisch belastbare Verbindung zum Lagerknochen erfahren können. Hierzu wurden verschiedene mehr oder weniger erfolgreiche Wege beschritten.
Herkömmliche solide Metallimplantate werden lediglich von einer fibrösen Membran, einem Narbengewebe, eingekapselt (Homsy, 1970; Contzen, 1967). Um diese Reaktion, die als Abgrenzungsreaktion des Körpers zu verstehen ist, zu vermeiden, wurden Implantate aus reinem Titan und Implantate mit einer Titanspritzoberfläche getestet, die einen direkten Kontakt zwischen Knochen und Implantat ermöglichen (Schroeder et al., 1976, 1978).

Auch keramische Materialien wie Al_2O_2 - Keramik (Griss et al., 1976, 1977) und LTI - Carbon, die als relativ inert gelten, haben nach Implantation "nur einen Knochenkontakt" zur Folge, der Zugfestigkeit im Interface vermissen läßt (Strunz et al., 1980; Gross et al., 1981).

Das Interesse richtet sich in den letzten 13 Jahren verstärkt auf sogenannte Biogläser und bioaktive Glaskeramiken, die einen Knochenverbund ermöglichen und somit eine hohe Druck- Zug- und Scherfestigkeit der Implantate im Knochenlager besitzen (Strunz et al., 1980). Als Vertreter dieser Gruppe von Materialien ist das Bioglas 45 S 5 von Hench zu nennen, das durch seine partielle Löslichkeit eine phosphat- und siliziumreiche Schicht - die zur Knochenneubildung notwendig zu sein scheint (Carlisle, 1969) - an der Implantatoberfläche ausbildet, in die dann organische Gewebebestandteile eingelagert werden. Zusätzlich werden dem Gewebe aus der Oberfläche des Implantats gelöste Mineralien angeboten, die die Apatitkristallbildung fördern sollen, oder in den vom Knochen gebildeten Apatit eingebaut werden sollen (Hench et al., 1971; Hench und Paschall, 1973, 1974; Beckham et al., 1971; Piotrowski et al., 1975; Clark et al., 1976; Stanley et al., 1976; Ogino et al.,1980). Das Bioglas 45 S 5 weist einen hohen Na_2O - Anteil (24,5 Gew.-%) auf, der zwar die Bildung von mineralisierten Knochen durch die daraus folgende hohe Oberflächenlöslichkeit zu begünstigen scheint, auf der anderen Seite aber den Langzeiterfolg fraglich macht (Blenke et al., 1979; Heimke et al., 1978; Strunz et al., 1980; Griss et al., 1978). Deshalb wurden Keramiken mit reduzierter in vitro Löslichkeit durch Verringerung des Na_2O - Anteils und Zusatz von Metalloxiden als Stabilisatoren entwickelt und getestet (Blenke et al., 1979; Gross und Strunz, 1980).

An der Oberfläche dieser Gläser und Glaskeramiken wurde aber größtenteils Weichgewebe, Chondroid und Osteoid beobachtet, während bei Glaskeramiken wie Ceravital ® und KG S - die einen reduzierten Na_2O - Anteil von ca. 5 Gew.-% unter Verzicht auf Metalloxide wie Al_2O_3, Ta_2O_3, TiO_2 und Sb_2O_3 besitzen - ein Knochenverbund an der Implantatoberfläche bis zu 97 % bzw. 95 % gefunden wurde (Gross und Strunz, 1978, 1980; Gross et al., 1981; Hirsch, 1979).

In der vorliegenden Arbeit werden Materialien ähnlicher Zusammensetzung beschrieben, bei dem Glas KG ZR I und KG ZR II kommt ein Zirkon - Anteil hinzu, und bei dem Glas KG Z_1 ist der Na_2O - Anteil weiter reduziert. Nach Untersuchungen von Hench und Paschall (1973) scheint das gewebliche Verhalten im knöchernen Lager unabhängig davon zu sein, ob ein Glas oder die entsprechende Glaskeramik gleicher Komposition implantiert wurde, so daß eine Vergleichbarkeit wohl angenommen werden kann. Das zur Aufnahme der geschlossenen, unbelasteten Implantate bestimmte Bohrloch in der Diaphyse des Rattenfemur ergibt überschaubare Verhältnisse bei der Knochenheilung.

Bei der sekundären Frakturheilung und der Defektheilung des Knochens entsteht zuerst im Frakturbereich bzw. im Knochen ein Hämatom, das bald von einem bindegewebigen Kallus abgelöst wird. Die Bindegewebszellen transformieren sich zu Osteoblasten, die eine spezifische, interzelluläre Matrix - das Osteoid - bilden. Dieses wird mineralisiert, und so entsteht der vorläufige knöcherne Kallus. Topographisch wird dieser in einen periostalen, kortikalen und endostalen Kallus unterteilt. Schließlich wird aufgrund von Umbauvorgängen der endostale Kallus abgebaut, das Mark rekanalisiert und so ein endgültiger knöcherner Kallus gebildet (Sandritter, 1974).

Diese Vorgänge finden auch im Bohrloch statt, wobei im günstigen Fall ein Verbund zwischen dem neugebildeten Knochen und dem Implantat realisiert wird. Um dieses Gewebeverhalten nicht nur qualitativ zu beschreiben, wird die quantitative Methode der Morphometrie angewandt. Einfachere morphometrische Verfahren zur Beurteilung von Glaskeramiken wurden schon von Hirsch (1979), Böcher-Schwarz (1983) und Boeck (1983) benutzt; das hier dargestellte Verfahren erlaubt detailliertere Aussagen, weshalb auf die älteren Verfahren im einzelnen nicht eingegangen wird.

In der vorliegenden Arbeit soll folgendes untersucht werden:

1. Vergleich des Verhaltens von Gewebe im Interface der Gläser KG Z_1, KG ZR I und KG ZR II.

2. Vergleich des geweblichen Verhaltens im Interface von männlichen (m.) und weiblichen Ratten (w.) nach Implantation von KG ZR I (KG ZR I m. und KG ZR I w.)

3. Vergleich der Gewebeentwicklung im Bohrlochbereich für KG Z_1 und KG ZR I.

2. Material und Methoden

2.1. Implantatmaterial

Als Implantate wurden Gläser der Typenbezeichnung KG Z_1, KG ZR I und KG ZR II verwendet.
Die quaderförmigen Keramikstücke hatten die Abmessung 1,2 x 1,2 x4,0 mm, so daß sie in ein Bohrloch im Rattenfemur mit einem Durchmesser von ca. 1,5 mm eingebracht werden konnten.
Die Quaderform wurde als geeigneteres Modell der Zylinderform vorgezogen, da hier lediglich an den Kanten primärer Kontakt zwischen Keramik und Knochen vorzufinden ist. Lediglich in den Werten der spezifischen Oberfläche liegt ein Unterschied zwischen den beiden Formen des Implantatmaterials vor (Hirsch, 1979).

Material	KG Z_1	KG ZR I	KG ZR II
SiO_2	46,7	41,0	45,0
$Ca(PO_3)_2$	16,25	16,0	16,0
Na_2O	3,5	3,5	3,5
K_2O	-	0,2	0,2
MgO	-	0,3	0,3
CaO	33,5	34,0	34,0
ZrO_2	-	5,0	1,0

Tab. 1 Zusammensetzung der Gläser KG Z_1, KG ZR I, KG ZR II in Gew.-% nach Angaben des Herstellers.

2.2. Versuchstiere

Als Versuchstiere wurden männliche (bei Versuchen mit dem Glas KG ZR I auch weibliche) Laborratten des Inzuchtstammes SPRAGUE DAWLEY von MUS-RATTUS, München Brunnthal verwendet. Die Ratten hatten ein mittleres Operationsgewicht von 300 g und waren 5 – 6 Monate alt.
Die Tierhaltung fand in Käfigen mit einer Grundfläche von (60x30) cm zu je 6 Ratten bei einer Raumtemperatur von ca. 20 °C statt. Die Tiere waren einem Tag-Nacht – Rhythmus ausgesetzt (Licht von 8.00 – 20.00 h). Als Futter diente ALTROMIN® Standarddiät für Ratten und Mäuse.
Es wurden insgesamt 63 Tiere operiert, – davon erlitten 3 Tiere im Bereich der Implantationsstelle Frakturen und mußten aufgrund der daraus resultierenden nicht vergleichbaren Verhältnisse ausgesondert werden.

Implantierte Gläser	Anzahl der op. Tiere		Anzahl der bewerteten Tiere	
	♂	♀	♂	♀
KG Z_1	18	–	17	–
KG ZR I	15	15	15	13
KG ZR II	15	–	15	–

Tab. 2 Operationsbilanz bez. der untersuchten Gläser.
Pro Kompositionstyp betrug die Liegezeit 14, 30 und 60 Tage.

2.3. Operationsverfahren

Zum Narkotisieren der Ratten wurde Äther verwendet. Dann konnte nach Fixieren der narkotisierten Tiere der linke Oberschenkel rasiert und mit einem Polyvidon – Jod-Propanol-Präparat desinfiziert werden. Haut und Fascie wurden parallel zur Längsachse des Femurs durchtrennt und der Knochen durch vorsichtige stumpfe Präparation dargestellt, wobei möglichst die Gefäße geschont wurden.
Zur Aufnahme der Glasquader wurde unter Kühlung mit Sterofundin® senkrecht zur Femurlängsachse in die Mitte der Femurdiaphyse mit einem vorher desinfizierten Spiralbohrer ein Loch (⌀ ca. 1,5 mm) gebohrt. Nun konnte das Implantat, das durch eine 24stündige Bestrahlung mit UV-Licht einer Atlas 30 W Germicidal Lampe

sterilisiert worden war, eingesetzt werden.
Dann wurden die die Implatationsstelle bedeckenden beiden Muskelbäuche mit einer festen Knopfnaht adaptiert und die Haut mit einer fortlaufenden Naht verschlossen. Zum Schluß wurde als 'Wundpflaster' der bakterizide Kleber 'Uhu' aufgetragen, der von der Ratte nicht abgelöst werden konnte.
Zur Implantatentnahme wurden die Tiere, in deren Femur das Glas der Typenbezeichnung KG Z_1 implantiert wurde, unter Äthernarkose durch die Perfusion mit 70 ml 3% Glutaraldehydlösung in TES-Puffer (pH = 7,35) getötet. Dazu mußte das Abdomen eröffnet, die Abdominalaorta dargestellt und unterbunden werden. Nun konnte die untere Körperpartie der Ratte mittels einer in die Aorta eingeführten Kanüle mit der Glutaraldehydlösung perfundiert werden.
Die Perfusion mit Glutaraldehyd war notwendig, da gleichzeitig elektronenmikroskopische Untersuchungen vorgenommen wurden, die aber nicht Bestandteil dieser Arbeit sind.
Alle anderen Tiere wurden durch eine Überdosis von Äther getötet.
Das Femurstück, das das Implantat enthielt, wurde freipräpariert, unter Kühlung mit NaCl-Lösung mit einer Zahntrennscheibe herausgetrennt und in 3% Glutaraldehydlösung fixiert, beziehungsweise nachfixiert.

2.4. Histologische Technik

Die Einbettung des gewonnenen Präparates wurde nach einem modifizierten Verfahren nach Hindringer und Büsing (1971) durchgeführt. Nach dem 24std. Fixieren der entnommenen Präparate in 3% Glutaraldehydlösung in TES-Puffer bei 4° C wurden sie in 0,02 M TES-Puffer-Lösung 2 x 24 Std. bei 4° C gewaschen. Dann erfolgte eine Dehydratation für jeweils 24 Std. in aufsteigender Alkoholreihe (70%, 80%, 96%, 2 x absoluter Alkohol). Nach einer anschließenden Durchtränkung der Präparate mit Methacrylsäuremethylester (MMC) für 2 – 3 Tage bei 4° C wurden sie in ein Glasröhrchen, das schon vorpolymerisiertes MMC enthielt, gelegt und mit frischem MMC übergossen. Die Knochenstückchen waren so allseitig von MMC umgeben. Im Brutschrank fand nun die Polymerisation bei 53° C statt.

2-3 Tage später konnten die nun in den transparenten Kunststoff eingelagerten Präparate mit einem Sägemicrotom (Leitz, Wetzlar) weiterverarbeitet werden. Es wurden Schnitte – senkrecht zur Längsachse der Implantate – mit einer Dicke von (100 – 120) μm hergestellt. Danach konnten die Schnitte nach dem von Gross und Strunz (1977) angegebenen Verfahren der Oberflächenfärbung gefärbt werden, wo-

bei die Reihenfolge der Schnitte natürlich gewahrt blieb. Gefärbt wurde mit Giemsalösung in der Art, daß die Schnitte auf die Oberfläche der Farblösung gelegt wurden. Dadurch dringt der Farbstoff nach ca. 4std. Färben lediglich (10-15) µm tief ein, so daß die histologisch-morphometrische Beurteilung durch Überlagerungseffekte so wenig wie möglich gestört wird. Das sonst nötige Dünnschleifen der Präparate mit den entsprechenden Artefakten entfällt. Nach dem Färben konnten die Schnitte entwässert und dann in Corbitbalsam eingedeckt werden.
Folgende Chemikalien wurden zum Waschen, Fixieren, Einbetten und Färben verwendet:

1. TES-Puffer 0,02 M pH 7,35
   4,584 g/l = 0,02 M mit 1 n NaOH auf pH 7,35 einstellen
2. 3% Glutaraldehydlösung in 0,02 M TES-Puffer pH 7,35
   2,75 g TES (Sigma, München Nr. T - 1375)
   4,7 g NaCl
   275 ml A. dest.
   mit NaOH auf pH 7,35 einstellen und auf 300 ml auffüllen.
   ⇒ 0,04 M TES (300 ml)
   6 x 10 ml 25% Glutaraldehyd (Sigma, München Nr. G 5882 Grad I)
   190 ml A. dest.
   ⇒ 250 ml 6% Glutaraldehydlösung
   250 ml 6% Glutaraldehydlösung + 250 ml 0,04 M TES
   ⇒ 500 ml 3% Glutaraldehydlösung in 0,02 M TES-Puffer pH 7,35
3. MMC mod. nach Hindringer
   1800 ml Methylmetacrylat (Merk, Darmstadt, Nr. 800590)
   180 ml Phtalsäuredibutylester (Merk, Darmstadt, Nr. 800919)
   27 g Benzoylperoxid (20% Wasser) (Merk, Darmstadt, Nr. 801641)
4. Sørensen Phosphatpuffer pH 7,4
   97,15 g $Na_2HPO_4 \cdot 2\ H_2O$ (Merk, Darmstadt, Nr. 6576)
   16, 528 g KH_2PO_4 (Merk, Darmstadt, Nr. 4881)
   in 5 l A. dest.
5. Giemsalösung
   40 ml Giemsa-Färbelösung (Merk, Darmstadt, Nr. 9204)
   210 ml Sørensen Phosphatpuffer pH 7,4
6. Corbitbalsam (I. Hecht, Kiel-Hassee)

Es wurden pro Block vier Serien-Schnitte in einem ersten Arbeitsgang lichtmikroskopisch bei einer Vergrößerung 32:1 und 130:1 beurteilt. Hierbei fand eine Schätzung eines Teils der später morphometrisch erfaßten Parameter im Bohrlochbereich statt.

Geschätzt wurde der prozentuale Knochenanteil im Bohrloch und die prozentuale Länge der am Implantat anliegenden Strukturen von neugebildeten Knochen, Osteoid, Chondroid und Weichgewebe.

Zusätzlich wurden Auslaugung der Implantatoberfläche und histiogene Reaktion beurteilt.

Die Differenzierung der Gewebe erfolgte durch die Struktur der spezifischen Zellen und die unterschiedliche Färbung:

Knochen (Kn):	grau - gelb
Osteoid (Os):	himmelblau
Chondroid (Ch):	violett
Weichgewebe (W):	blau

Wenn Schwierigkeiten in der Zuordnung auftraten, wurde jeweils eine Negativabschätzung durchgeführt. Nicht sicher klassifizierbare Gewebe wurden der Kategorie Weichgewebe zugerechnet.

2.5. Morphometrie

2.5.1. Theoretische Grundlage

Die Morphometrie ist eine Methode zur quantitativen Erfassung dreidimensionaler Strukturen aufgrund zweidimensionaler Schnitte (Schenk, 1973). Grundlage ist das Gesetz von Delesse (1847, 1848). Danach entsprechen die Flächen (A_1, A_2) der verschiedenen Anteile eines Minerals im Anschliff ihren Volumina (V_1, V_2) im räumlichen Objekt (Sitte, 1967), d. h.

$$V_1/V_2 = A_1/A_2 \quad \text{(Gl. 1)}.$$

Wird der Anteil 2 als Einheitsvolumen bez. Einheitsfläche definiert, so ergibt sich die übliche Schreibweise:

$$V_v = A_A \quad \text{(Gl. 2)}$$

(Herleitung siehe: Introduction to sterologic principles, Weibel und Elias,1967).

Die Oberflächendichte S_v – Oberfläche einer Struktur bezogen auf ein Einheitsvolumen – für gleichmäßige Objekte – errechnet sich mod. nach Schenk (1973) zu

$$S_v = \frac{4}{\pi} \cdot f\frac{1}{M_F} \cdot V_f \quad \text{(Gl. 3)}$$

mit V_f: = Vergrößerungsfaktor

f^1: = Durchstoßlinie der betrachteten Oberfläche durch den Schnitt (freie Länge)

M_F: = Meßflächen zum Einheitsvolumen v gehörend

Da S_v die Größe der betrachteten Struktur nicht berücksichtigt, wurde der einer Dichte entsprechende Parameter S/V als spezifische Oberfläche definiert.

$$S/V = S_v/V_v \quad \text{(Gl. 4)}$$

bei gleichem Bezugsvolumen $_v$.

Die Parameter der Knochenmorphometrie wurden im 'First Workshop On Bone Morphometrie' (28–31 März 1973, Ottawa, Kanada) festgeschrieben. In dieser Arbeit wurden sie weitgehend übernommen.

2.5.2. Meßmethode

Die Präparate wurden durch Mikroskop und Spiegelvorrichtung auf ein Blatt projiziert, so daß sie mit einer Vergrößerung (V_f) von 1:330 abschnittweise gezeichnet werden konnten. War der Bohrkreis nicht sicher erkennbar, wurde er mit Hilfe einer Schablone eingezeichnet. Zusätzlich wurde der 100 μm Bereich um das Implantat als besonders interessierender Bereich gekennzeichnet. Mit ca. 12 aneinandergrenzenden Meßfeldern konnte ein Schnitt dargestellt werden. Nun wurden die Zeichnungen mit einem M. O.P. (manual optical pictureanalyser) AMO_2 der Firma Kontron (Eching bei München) ausgewertet. Diese Gerätekombination besteht aus einer quadratischen Rasterplatte (32 x 32) cm und einem Zählgerät mit Cursor, mit dem die betrachtete Struktur auf der Platte umfahren wurde. Die Werte (Längen und Flächen) wurden mit Hilfe eines Computers der Firma Wang (P. C. S. II) verarbeitet und die Ergebnisse ausgedruckt.
Nach der oben beschriebenen Methode wurde bei der Begutachtung der Gläser KG Z_1 und KG ZR I m. vorgegangen.
Da bei den übrigen Implantaten lediglich die an den Knochen angrenzende Länge der auftretenden Gewebe gemessen wurde, konnte die Erfassung dieser Werte direkt er-

folgen. Hierbei wurde ein sich auf dem Cursor befindlicher leuchtender Meßpunkt in das mikroskopische Bild hineinprojiziert und die Strukturen 'direkt' umfahren.

Definition der Bereiche:

GESAMTBEREICH (Ges.)	:=	Bohrlochbereich ohne Implantat
100 µm BEREICH (100µm)	:=	Bereich innerhalb des Bohrlochs bis zu einem 100 µm Abstand vom Implantat
RESTBEREICH (Rest.)	:=	Gesamtbereich ohne 100 µm Bereich
K	:=	Sich in der Kompakta befindlicher Bohrlochbereich
M	:=	Sich im Mark befindlicher Bohrlochbereich
M-K	:=	Mark- und Kompaktabereich zusammen

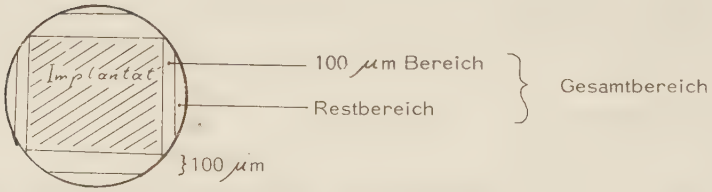

Abb. 1 Schnitt senkrecht zur Längsachse des Implantates

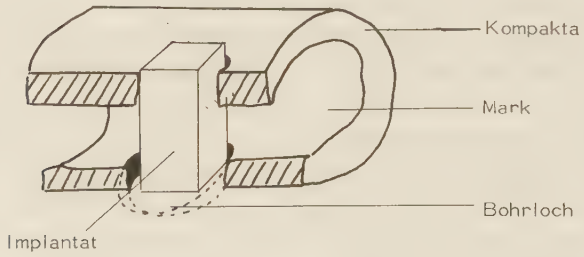

Abb. 2 Lage des Implantates im Rattenfemur

Gemessene Parameter:

l := Länge in mm

${}_f l$:= freie – vom Implantat abweisende – Länge in mm (zur Bestimmung der Oberfläche S)

L := Länge eines Gewebes, die auf die Implantatlänge bezogen wird, in %

A := Fläche in mm^2

$X_k^{i,j}$ mit $X = l, {}_f l, L, A$
$i = M\text{-}K, M, K$
$k = Kn, Os, Ch, W$

1. Längen am Implantat (mm)

1.1. im Mark-Kompakta Bereich (M-K)

- Umfang des Implantates $l_{KG}^{M\text{-}K}$
- Umfang des anliegenden Knochens $l_{Kn}^{M\text{-}K}$
  - Osteoids $l_{Os}^{M\text{-}K}$
  - Chondroids $l_{Ch}^{M\text{-}K}$
- freie Länge des am Implantat anliegenden
  - Osteoids ${}_f l_{Os}^{M\text{-}K}$
  - Chondroids ${}_f l_{Ch}^{M\text{-}K}$
  - Knochens ${}_f l_{Kn}^{M\text{-}K}$

1.2 im Kompaktabereich (K)

- Umfang des Implantates l^K_{KG}
- Länge des anliegenden Knochens l^K_{Kn}
  - Osteoids l^K_{Os}
  - Chondroids l^K_{Ch}
- freie Länge des am Implantat anliegenden
  - Osteoids ${}_f l^K_{Os}$
  - Chondroids ${}_f l^K_{Ch}$

Die Messung von ${}_f l^K_{Kn}$ konnte nicht erfolgen, da die Oberfläche des Knochens im Kompaktabereich nicht eingegrenzt werden kann. Der Wert von ${}_f l^{M-K}_{Kn}$ entspricht daher gleich ${}_f l^M_{Kn}$.
Die sonstigen Werte für die Längen im Mark ergeben sich aus der Differenz der entsprechenden Werte für K-M und K-Bereich.

2. Flächen im Bohrlochbereich (mm^2)

2.1 Flächen (A) im Kompaktabereich (K)

- Fläche des Gesamtbereiches $A^{K,Ges.}$
- Fläche des 100 µm Bereiches $A^{K,100\ \mu m}$
- Flächen im 100 µm Bereich für
  - Weichgewebe $A^{K,100\ \mu m}_W$
  - Osteoid $A^{K,100\ \mu m}_{Os}$
  - Chondroid $A^{K,100\ \mu m}_{Ch}$
- Fläche im Restbereich für
  - Weichgewebe $A^{K,Rest}_W$
  - Osteoid $A^{K,Rest}_{Os}$
  - Chondroid $A^{K,Rest}_{Ch}$

-Fläche des von Weichgewebe eingeschlossenen Knochens

im 100 µm Bereich	$A^{K,100\,\mu m}_{Kn\text{-}Abzug}$
im Rest Bereich	$A^{K,Rest}_{Kn\text{-}Abzug}$

-Fläche des am Implantat anliegenden Osteoids

im 100 µm Bereich	$a A^{K,100\,\mu m}_{Os}$
im Rest Bereich	$a A^{K,100\,\mu m}_{Os}$

-Fläche des am Implantat anliegenden Chondroids

im 100 µm Bereich	$aA^{K,100\,\mu m}_{Ch}$
im Rest Bereich	$aA^{K,Rest}_{Ch}$

2.2. Fläche (A) im Markbereich (M)

-Fläche des Gesamtbereiches	$A^{M,Ges}$
-Fläche des 100 µm Bereiches	$A^{M,100\,\mu m}$
-Fläche im 100 µm Bereich für Knochen	$A^{M,100\,\mu m}_{Kn}$
Osteoid	$A^{M,100\,\mu m}_{Os}$
Chondroid	$A^{M,100\,\mu m}_{Ch}$
-Fläche im Restbereich für Knochen	$A^{M,Rest}_{Kn}$
Osteoid	$A^{M,Rest}_{Os}$
Chondroid	$A^{M,Rest}_{Ch}$

-Fläche des von Knochen umschlossenen Gewebes anderer Klassifikation

im 100 µm Bereich	$A^{M,100\,\mu m}_{W,Os,Ch\text{-}Abzug}$
im Rest Bereich	$A^{M,Rest}_{W,Os,Ch\text{-}Abzug}$

-Fläche des am Implantat anliegenden Knochens

im 100 µm Bereich	$aA^{M,100\,\mu m}_{Kn}$
im Rest Bereich	$aA^{M,Rest}_{Kn}$
Osteoids	
im 100 µm Bereich	$aA^{M,100\,\mu m}_{Os}$
im Restbereich	$aA^{M,Rest}_{Os}$

Chondroids

im 100 µm Bereich	$aA^{M,100\,\mu m}_{Ch}$
im Rest Bereich	$aA^{M,Rest}_{Ch}$

-Fläche des von anliegendem Knochen umschlossenen Gewebes

anderer Klassifikation

im 100 µm Bereich	$aA^{M,100\,\mu m}_{W,Os,Ch-Abzug}$
im Rest Bereich	$aA^{M,Rest}_{W,Os,Ch-Abzug}$

Die Fläche der anliegenden Gewebe dienten zur Berechnung der anliegenden Volumendichten aV_v und der spezifischen Oberfläche aS/V.

Berechnet wurden:

1. Länge des anliegenden Gewebes pro betrachtetem Implantat in %; L(%)

1.1. im M-K-Bereich

für Knochen	L^{M-K}_{Kn}
Osteoid	L^{M-K}_{Os}
Chondroid	L^{M-K}_{Ch}
Weichgewebe	L^{M-K}_{W}

1.2. im K-Bereich

für Knochen	L^{K}_{Kn}
Osteoid	L^{K}_{Os}
Chondroid	L^{K}_{Ch}
Weichgewebe	L^{K}_{W}

1.3. im M-Bereich

für Knochen	L^{M}_{Kn}
Osteoid	L^{M}_{Os}
Chondroid	L^{M}_{Ch}
Weichgewebe	L^{M}_{W}

2. Volumendichten V_v

2.1. im Gesamtbereich

2.1.1. im K-Bereich für

Knochen	$V^{K,Ges}_{v(Kn)}$
Osteoid	$V^{K,Ges}_{v(Os)}$
Chondroid	$V^{K,Ges}_{v(Ch)}$

	Weichgewebe	$V_v^{K,Ges}(W)$
2.1.2. im M-Bereich für	Knochen	$V_v^{M,Ges}(Kn)$
	Osteoid	$V_v^{M,Ges}(Os)$
	Chondroid	$V_v^{M,Ges}(Ch)$
	Weichgewebe	$V_v^{M,Ges}(W)$

Im Kompaktabereich wurde die $V_v(Kn)$ als Differenz der Summe der V_v von Os, Ch, W zu 100%, im Markbereich die $V_v(W)$ als Differenz der V_v von Kn, Os, Ch zu 100% berechnet.

2,2, im 100μm Bereich

2.2.1. im Kompaktabereich für	Knochen	$V_v^{K,100\mu m}(Kn)$
	Osteoid	$V_v^{K,100\mu m}(Os)$
	Chondroid	$V_v^{K,100\mu m}(Ch)$
	Weichgewebe	$V_v^{K,100\mu m}(W)$
2.2.2. im Markbereich für	Knochen	$V_v^{M,100\mu m}(Kn)$
	Osteoid	$V_v^{M,100\mu m}(Os)$
	Chondroid	$V_v^{M,100\mu m}(Ch)$
	Weichgewebe	$V_v^{M,100\mu m}(W)$

2.3. im Restbereich

2.3.1. im Kompaktabereich für	Knochen	$V_v^{K,Rest}(Kn)$
	Osteoid	$V_v^{K,Rest}(Os)$
	Chondroid	$V_v^{K,Rest}(Ch)$
	Weichgewebe	$V_v^{K,Rest}(W)$
2.3.3. im Markbereich für	Knochen	$V_v^{M,Rest}(Kn)$
	Osteoid	$V_v^{M,Rest}(Os)$
	Chondroid	$V_v^{M,Rest}(Ch)$
	Weichgewebe	$V_v^{M,Rest}(W)$

Für die V_v wurde der Mark- und der Kompaktabereich getrennt betrachtet, so daß der M-K-Bereich entfiel. Da das Verhalten der V_v in den beiden Bereichen grund-

legende Unterschiede aufwies (im Markbereich ist lediglich ein Knochenrahmen um das Implantat herum zu finden - sonst größtenteils Weichgewebe), sind die Werte der V_V^{K-M} stark abhängig vom Verhältnis des Vorkommens von Mark- zu Kompaktabereich und damit bez. des Gewebeverhaltens wenig aussagekräftig.
Im Kompaktabereich wurde als Bezugsvolumen $_V$ jeweils das Volumen (bez. nach (Gl.1) die entsprechende Fläche) des Gesamtbereiches, des 100 μm Bereiches oder des Restbereiches in der Kompakta angenommen. Der Restbereich errechnet sich als Differenz von Gesamt- zu 100 μm Bereich.
Für den Markbereich dienten die entsprechenden Volumen (bez.Flächen) als Bezugsgrößen.

3. Volumendichten der am Implantat anliegenden Strukturen		aV_V (%)
3.1. im Kompaktabereich für	Osteoid	$aV_V^K(Os)$
	Chondroid	$aV_V^K(Ch)$
3.2. im Markbereich für	Osteoid	$aV_V^M(Os)$
	Chondroid	$aV_V^M(Ch)$
	Knochen	$aV_V^M(Kn)$

Da die betrachteten Gewebe auch in den Restbereich hineinreichten (gingen sie darüber hinaus, so wurde der Bohrlochrand zur Grenze), wurde als Bezugsgröße das Volumen (bez. die Fläche) des Gesamtbereiches für aV_V und aS_V benutzt.

4. Oberflächendichte der am Implantat anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)		
4.1. im Kompaktabereich für	Osteoid	$aS_V^K(Os)$
	Chondroid	$aS_V^K(Ch)$
4.2. im Markbereich für	Osteoid	$aS_V^M(Os)$
	Chondroid	$aS_V^M(Ch)$
	Knochen	$aS_V^M(Kn)$

5. Spezifische Oberfläche der anliegenden Gewebe aS/V (mm^2/mm^3)

Die jeweilige spezifische Oberfläche bezieht sich immer auf das entsprechende Volumen der betrachteten Gewebeart.

5.1. im Kompaktabereich für	Osteoid	aS/V^K (Os)
	Chondroid	aS/V^K (Ch)
5.2. im Markbereich für	Osteoid	aS/V^M (Os)
	Chondroid	aS/V^M (Ch)
	Knochen	aS/V^M (Kn)

Eine Musterrechnung findet sich im Anhang.

Aus den vier zu einem Tier gehörigen Schnitten wurde für den jeweiligen Parameter ein Durchschnittswert gebildet. Die Durchschnittswerte pro Tier konnten nun zu einem Mittelwert zusammengefaßt werden, dessen Fehler durch S_E (mittlerer Fehler des Mittelwertes) gegeben ist. Zusätzlich wurde der 95 % Vertrauensbereich (95 %-VB) in Abhängigkeit der jeweiligen Freiheitsgrade nach der t-Verteilung für $\alpha = 0,05$ (zweiseitig) gebildet, um auch in den Graphiken die Ergebnisse des statistischen Testverfahrens annähernd sichtbar zu machen. Für den 95 %-VB ist lediglich eine "nicht zu starke Abweichung von der Normalverteilung" vorausgesetzt (Sachs, 1973).

Zur Unterscheidung von S_E ist der 95 %-VB in den Graphiken jeweils mit einem längeren Querbalken versehen.

$$\bar{x} \pm S_E \quad (95\ \%\text{-VB})$$

$$\text{mit } 95\ \%\text{-VB} = t_{\alpha=0,05} \times S_E$$

2.6. Statistik

Die statistische Absicherung der gefundenen Ergebnisse fand mit Hilfe des Wilcoxon Tests statt, in dem auf der Ebene der Einzelwerte pro Tier rangiert wurde. Dies ist ein Rangtest, der eine Normalverteilung nicht zur Voraussetzung hat. Die Vertrauensgrenzen für die Rangsummen T, mit $2\alpha = 0,05$, wurde den Geigy-Tabellen entnommen (Diem, Lenter, 1968).

3. Histologische Befunde

Nach Implantation der Gläser KG Z_1 und KG ZR I (in männliche und weibliche Tiere) ergibt sich ein ähnliches histologisches Bild im Bohrlochbereich. Eine entzündliche histiogene Reaktion im Rahmen der Frakturheilung ist nach 14 Tagen Liegezeit sehr gering ausgeprägt und nach 60 Tagen nicht mehr zu beobachten. Die Auslaugungserscheinungen der Implantatoberfläche sind 14 Tage nach Implantation gering und nach 60 Tagen nicht mehr auszumachen.

Im Kompaktalager ist das Bohrloch nach 14 Tagen ca. zur Hälfte von Organisationsgewebe angefüllt, während der restliche Bereich von verzweigtem, neugebildeten Knochengeflecht gebildet wird, welches sich ziemlich gleichmäßig verteilt (Abb. 3). Diese häufig von Osteoid gesäumten Knochenbälkchen gehen nahe an das Implantat heran (Abb. 14) oder bilden mit ca. 40 % der Implantatoberfläche einen innigen Verbund (Abb. 4 und 10).
Nach 30 Tagen ist das Bohrloch schon zu ca. 80 % mit Knochen angefüllt (Abb. 5 und 11). Nur noch an wenigen Stellen ist ein Osteoidsaum zu erkennen . Ca. 95 % des Bohrlochs sind nach 60 Tagen bis zur Implantatoberfläche hin mit kompaktem Knochen angefüllt (Abb. 7, 8, 13, 16). Chondroid kann bei allen Implantaten innerhalb der Beobachtungszeiten nur in sehr geringem Umfang gesehen werden.

Im Markbereich ist ein schmaler Knochenrahmen um das Implantat herum zu beobachten, der mit der Liegezeit kompakter wird und nach 60 Tagen mit ca. 95 % der Implantatoberfläche einen Verbund bildet (Abb. 9 und 6).

Nach Implantation von KG ZR II ist nach 14 Tagen eine geringe entzündliche histiogene Reaktion festzustellen, die sich bis zum 60. Tag verstärkt. Ebenso verhält es sich mit den Auslaugungserscheinungen. Nach 14 Tagen Liegezeit ist fast das gesamte Bohrloch lediglich mit Organisationsgewebe ausgefüllt, wobei auch im Markbereich nur einzelne Knochenbälkchen in der Nähe der Keramikoberfläche zu finden sind (Abb. 17). Mit längerer Liegezeit füllt sich das Bohrloch mit Knochen, der nach 6o Tagen zu ca. 60 % einen Verbund mit der Implantatoberfläche bildet (Abb. 19 und 20).

Abb. 3 KG Z_1, 14 Tage, Kompaktabereich
Quaderförmiges Implantat im Zentrum, in der Umgebung neugebildeter Knochen und zugehöriges Weichgewebe. Weitere Umgebung präexistenter kompakter Knochen (28 X)

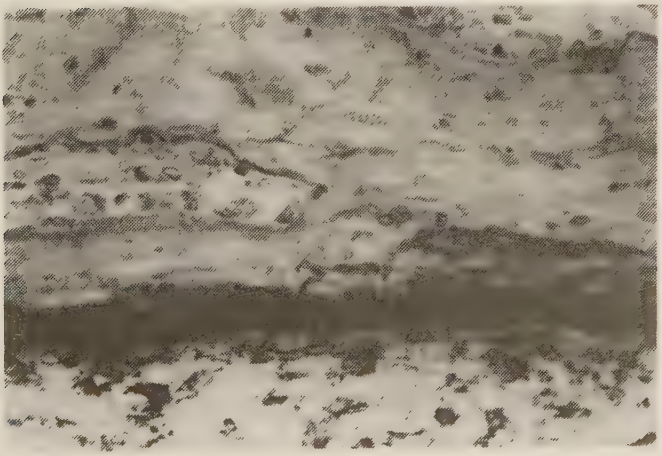

Abb. 4 KG Z_1, 14 Tage, Kompaktabereich
Interface zwischen Implantat (unten) und neugebildetem Faserknochen (Mitte). Dunkler Bereich im unteren Drittel der Zone der Auslaugung des Implantats entsprechend (448 X)

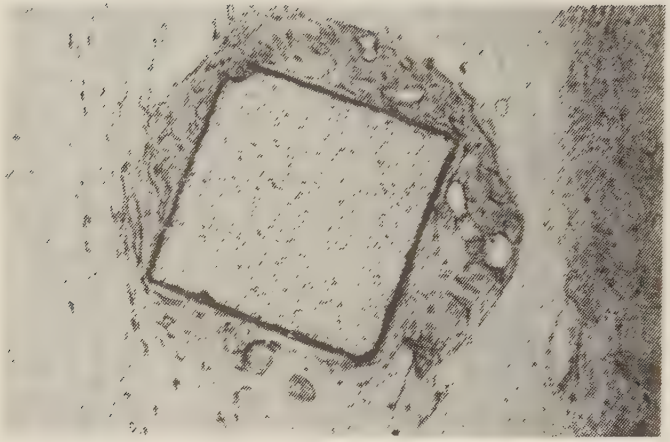

Abb. 5 KG Z_1, 30 Tage, Kompaktabereich
Weitgehende knöcherne Ausfüllung des gut gegen den präexistenten Knochen abgrenzbaren Bohrlochbereiches (35 X)

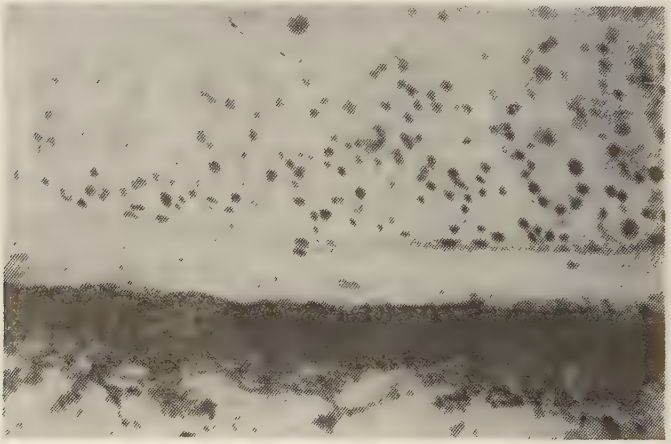

Abb. 6 KG Z_1, 30 Tage, Markbereich
Schmaler knöcherner Rahmen (Mitte) an der Implantatoberfläche (unten), jenseits des Knochens hämopoetisches Gewebe (350 X)

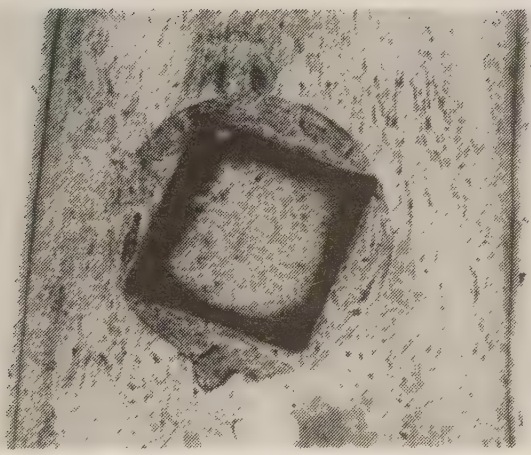

Abb. 7 KG Z_1, 60 Tage, Kompaktabereich
Die Dichte des Knochens im ehemaligen Bohrloch weitgehend angeglichen an die Dichte des präexistenten Knochens (28 X)

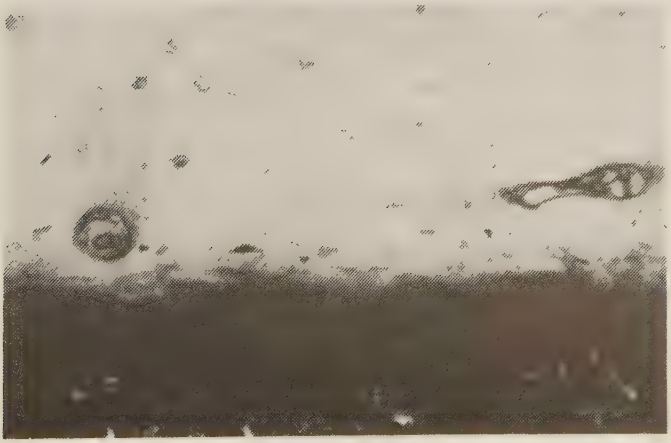

Abb. 8 KG Z_1, 60 Tage, Kompaktabereich
Interface zwischen Implantat (unten) und neugebildetem Knochen (oben)
(448 X)

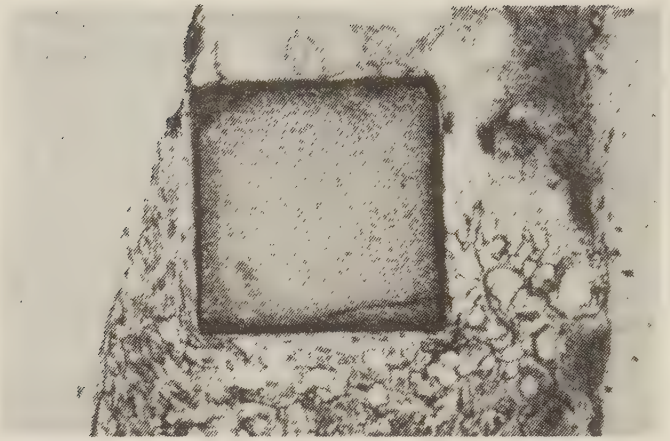

Abb. 9 KG ZR I m., 14 Tage, Markbereich
Neugebildeter Faserknochen bis an die Implantatoberfläche heranreichend
Anschnitt kompaktabereichsnah (35 X)

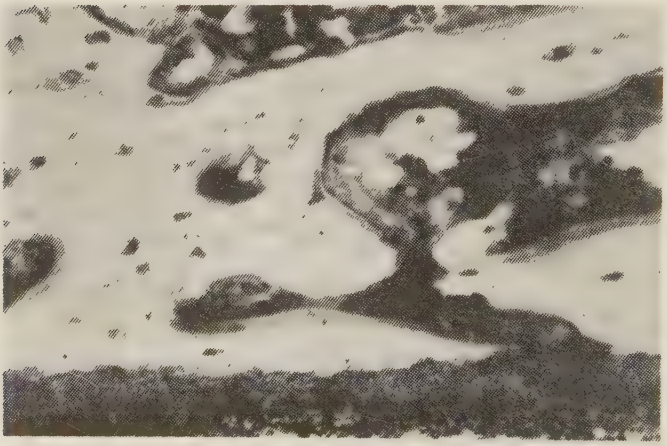

Abb. 10 KG ZR I m., 14 Tage, Kompaktabereich
Bis an die Implantatoberfläche (unten) heranreichende neugebildete
Knochenbälkchen (Mitte, oben) (350 X)

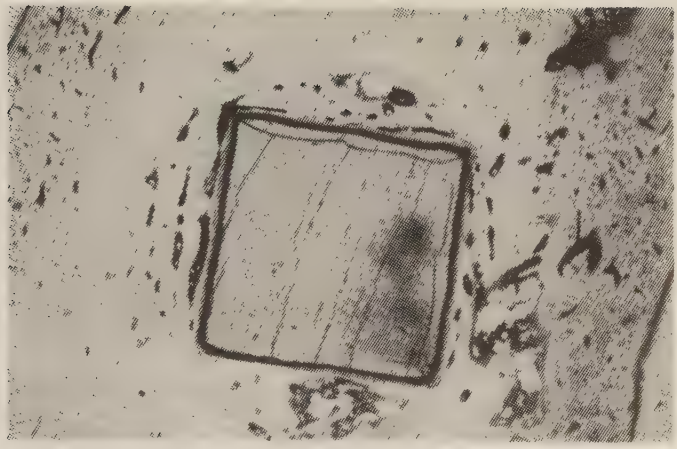

Abb. 11 KG ZR I m., 30 Tage, Kompaktabereich
Implantat in Bildmitte mit weitgehender Auffüllung des Bohrlochbereiches durch neugebildeten Knochen (35 X)

Abb. 12 KG ZR I m., 30 Tage, Kompaktabereich
Bis an das Implantat (unten) herangehender neugebildeter Knochen mit kleinen Weichteillakunen (Haverssche Kanäle) (350 X)

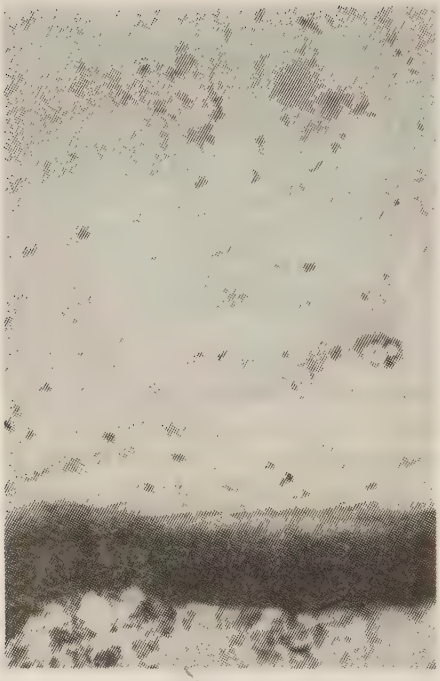

Abb. 13 KG ZR I m., 60 Tage, Kompaktabereich
Fast vollständige Ausfüllung des ehemaligen Bohrloches durch neu - gebildeten Knochen (350 X)

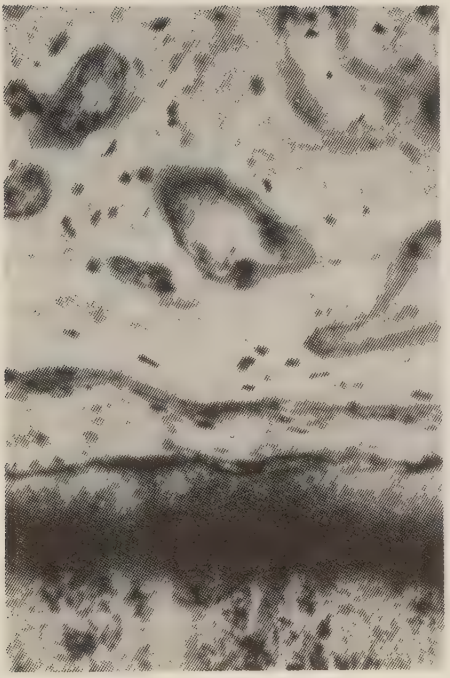

Abb. 14
KG ZR I w., 14 Tage, Kompaktabereich
Neugebildeter Faserknochen (oben)
mit Osteoblasten und Osteoidsäumen
(hellblau). Weichgewebeinsel zwischen
Knochen und Implantat (unten)
(350 X)

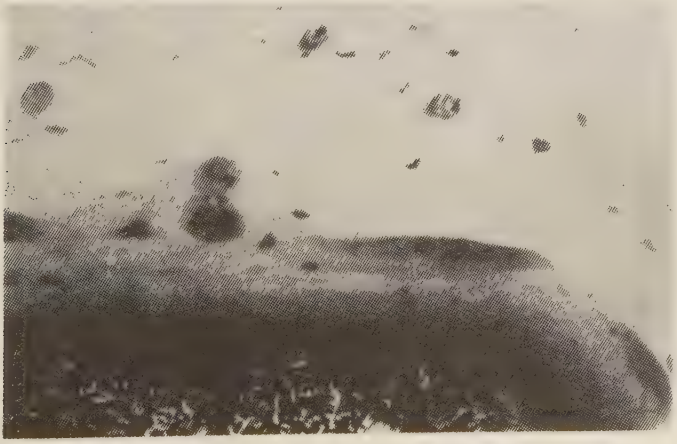

Abb. 15 KG ZR I w., 30 Tage, Kompaktabereich
Implantatecke (unten re.) darüber neugebildeter Knochen mit
kleinen Weichteilinseln
(350 X)

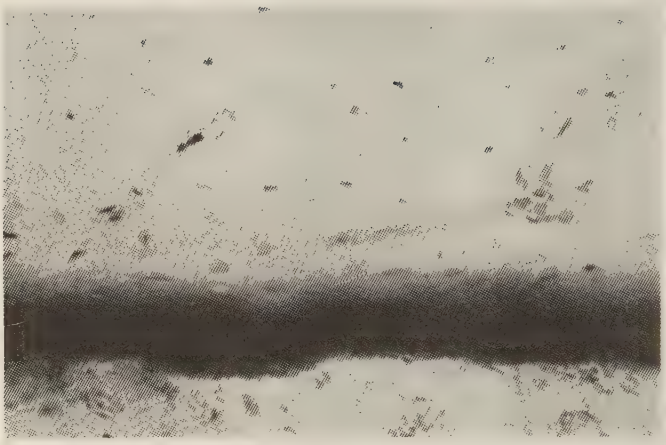

Abb 16 KG ZR I w., 60 Tage, Kompaktabereich
Interface zwischen Implantat (unten) und neugebildetem Knochen (oben),
Weichteilinsel (re. Bildrand) (350 X)

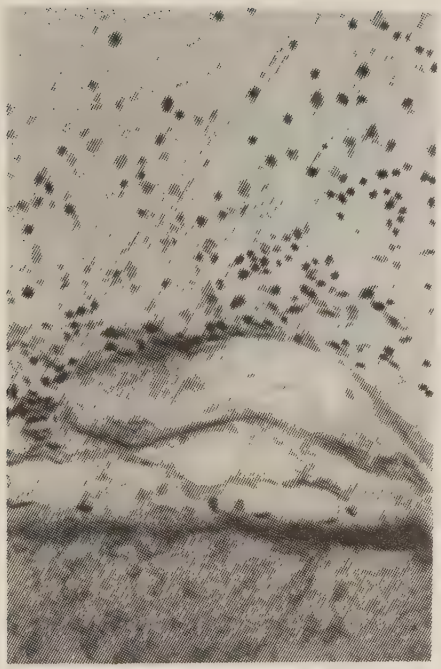

Abb. 17
KG ZR II, 14 Tage, Markbereich
Neugebildetes Knochenbälkchen über einer dem Implantat (unten) an - liegenden Weichteilinsel (350 X)

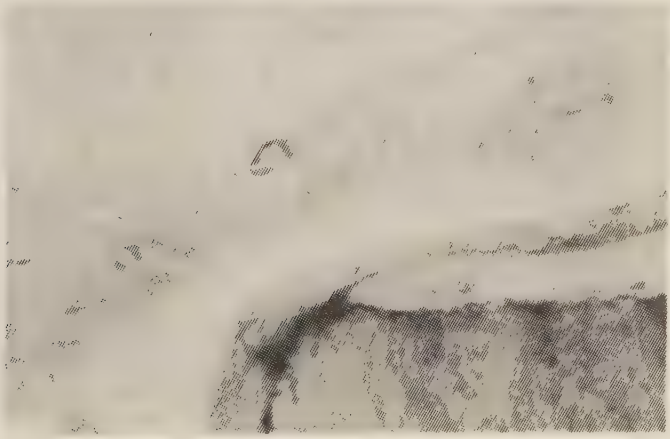

Abb. 18 KG ZR II, 30 Tage, Kompaktabereich
Implantatecke (li. unten) mit anliegendem Knochenbälkchen. Grenze zwischen neugebildetem und präexistenten Knochen nicht sicher ab - grenzbar (350 X)

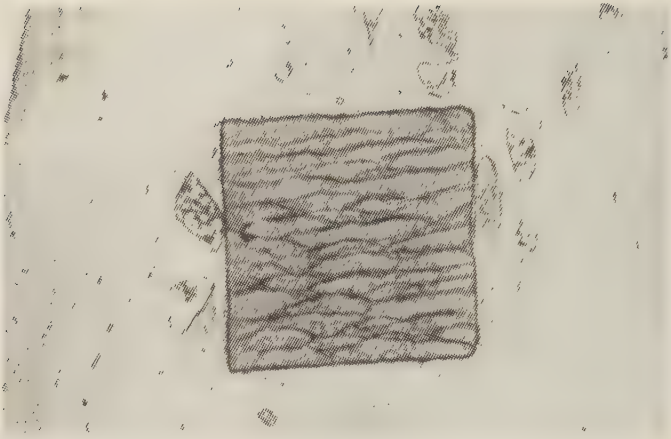

Abb. 19 KG ZR II, 60 Tage, Kompaktabereich
Implantat im Zentrum mit neugebildetem Knochen und größeren Weich - teilinseln im Bohrlochbereich (35 X)

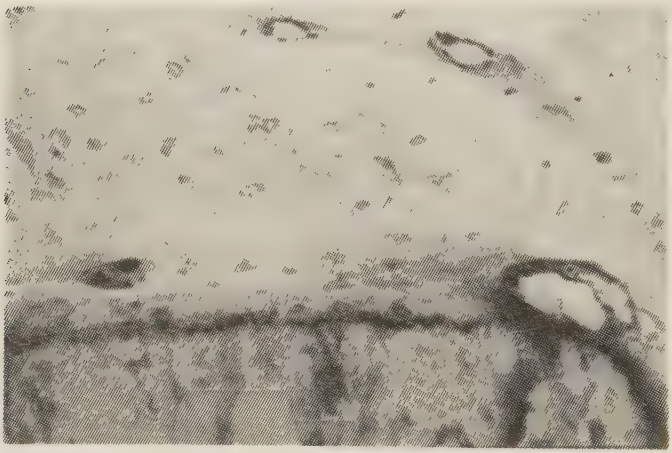

Abb. 20 KG ZR II, 60 Tage, Kompaktabereich
Interface zwischen Implantat (unten) und neugebildetem Knochen. Geringe Eluationszone im Bereich der Implantatecke re. am Rand eines Haversschen Kanals (350 X)

4. Morphometrische Ergebnisse

4.1. Betrachtung des Interface anhand der Längen am Implantat L (%)

4.1.1. M-K - Bereich (für KG Z_1, KG ZR I m., KG ZR I w., KG ZR II)

Für den anliegenden Knochen ergab sich - $\bar{X}$ (%)

L_{Kn}^{M-K} (%)	Zeit (Tage)	KG Z_1	KG ZR I m.	KG ZR I w.	KG ZR II
	14	47,3	30,7	16,0	3,2
	30	83,9	80,1	75,9	16,4
	60	97,0	96,1	95,2	67,2

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	47,3	83,9	97,0
KG ZR I m.	30,7	80,1	96,1
KG ZR I w.	16,0	75,9	95,2
KG ZR II	3,2	16,4	67,2

Die Länge des am Implantat anliegenden Knochens kann für die Gläser KG Z_1, KG ZR I m. und KG ZR I w. pro betrachtetem Zeitpunkt nicht voneinander unterschieden werden. KG Z_1 und KG ZR I m. haben für jede der drei Liegezeiten von 14, 30 und 60 Tagen ein signifikant höheres Knochenwachstum im Interface als KG ZR II aufzuweisen. Bis auf die Liegezeit von 14 Tagen ist auch die Länge des Knochens für KG ZR I w. signifikant größer als bei KG ZR II. Daß nach 14tägiger Liegezeit L_{Kn}^{M-K} für KG ZR I w. und KG ZR II statistisch nicht getrennt werden konnte, liegt wohl an der ungewöhnlich großen Abweichung im Verhalten eines von fünf Versuchstieren bezüglich des Knochenwachstums nach Implantation von KG ZR II. Für KG Z_1, KG ZR I m. und KG ZR I w. steigt der Wert für Knochen über die Liegezeit ständig an, bis auf Werte von 97 % für KG Z_1.

Anm.: Werte, die auf dem 5% - Niveau nicht zu trennen waren, sind gemeinsam unterstrichen.

Bei dem Glas KG ZR II, das nach 14 Tagen nur einen Wert von 3,2 % für an - liegenden Knochen aufweist, ist lediglich ein statistisch gesicherter Anstieg zwischen 30 und 60 Tagen Liegezeit festzustellen.

Insgesamt können diese Ergebnisse dahingehend interpretiert werden, daß KG ZR II ein gegenüber den anderen Implantaten verzögertes Knochenwachstum im Interface - bereich erkennen läßt.

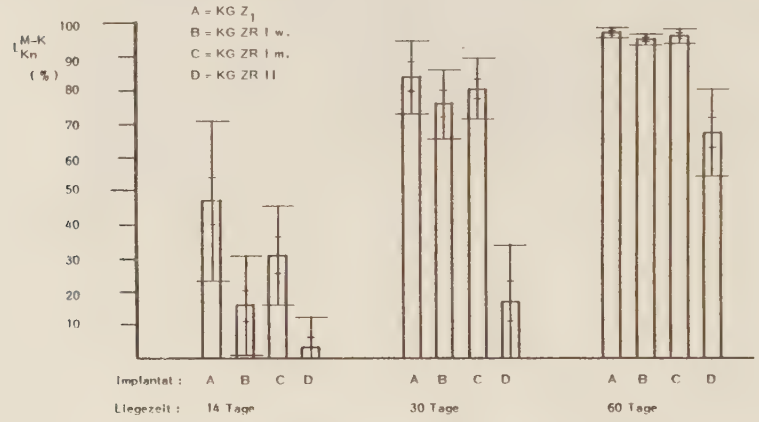

Abb. 21 Längen am Implantat, M-K - Bereich, Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	20	47,3 ±8,6 (23,9)	4,6 ±1,2 (3,3)	0,8 ±0,5 (1,4)	47,2 ±9,2 (25,6)
	KG ZR I w.	4	16	16,0 ±4,7 (14,9)	10,2 ±0,8 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	73,9 ±5,1 (16,2)
	KG ZR I m.	5	20	30,7 ±5,4 (15,0)	8,1 ±1,9 (4,7)	0,0 ±0,0 (0,0)	61,2 ±6,3 (17,5)
	KG ZR II	5	19	3,2 ±3,2 (8,9)	2,1 ±1,1 (3,1)	0,8 ±0,8 (2,2)	94,0 ±4,9 (13,6)
30	KG Z_1	6	24	83,9 ±4,2 (10,8)	1,4 ±0,4 (1,0)	2,1 ±1,0 (2,6)	12,8 ±3,8 (9,8)
	KG ZR I w.	5	20	75,9 ±3,7 (10,3)	4,3 ±0,9 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	19,8 ±3,3 (9,2)
	KG ZR I m.	5	20	80,1 ±3,2 (8,9)	2,1 ±0,7 (1,9)	0,0 ±0,0 (0,0)	17,8 ±2,9 (8,1)
	KG ZR II	5	20	16,4 ±6,1 (17,0)	9,2 ±2,1 (5,8)	0,3 ±0,3 (0,8)	74,1 ±8,0 (22,2)
60	KG Z_1	6	24	97,0 ±0,6 (1,5)	0,3 ±0,1 (0,3)	0,1 ±0,1 (0,3)	2,6 ±0,5 (1,3)
	KG ZR I w.	4	14	95,2 ±0,5 (1,6)	0,4 ±0,4 (1,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	4,4 ±0,6 (1,9)
	KG ZR I m.	5	20	96,1 ±0,7 (1,9)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	3,9 ±0,7 (1,9)
	KG ZR II	5	20	67,2 ±4,6 (12,8)	5,4 ±0,9 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	27,5 ±4,1 (11,4)

Anmerkungen :

N_T := Anzahl der Versuchstiere

N_S := Anzahl der beurteilten Schnitte

Tab. 3 Längen am Implantat, M-K - Bereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Für anliegendes Osteoid - $\bar{X}$ (%)

L_{Os}^{M-K} (%)	Zeit (Tage)	KG ZR I w.	KG ZR I m.	KG Z_1	KG ZR II
	14	10,2	8,1	4,6	2,1
		KG ZR II	KG ZR I w.	KG ZR I m.	KG Z_1
	30	9,2	4,3	2,1	1,4
	60	5,4	0,4	0,0	0,3

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	4,6	1,4	0,3
KG ZR I w.	10,2	4,3	0,4
KG ZR I m.	8,1	2,1	0,0
KG ZR II	2,1	9,2	5,4

Zwischen KG ZR I m. und KG ZR I w. konnte für L_{Os}^{M-K} kein statistisch gesicherter Unterschied festgestellt werden. Mit der Liegezeit nimmt das Osteoid von ca. 10 % bei 14 Tagen auf ca. 0 % nach 60 Tagen ab.

Für die 14tägige Liegezeit hat KG ZR II mit 2,1 % den niedrigsten Wert für Osteoid, der aber statistisch vom Osteoidwert von 4,6 % für KG Z_1 nicht getrennt werden konnte.

Nach 30 Tagen findet man bei KG ZR II den größten Osteoidwert mit 9,2 %, der nach 60 Tagen immer noch 5,4 % beträgt.

Für L_{Os}^{M-K} des Glases KG ZR II ergibt sich ein ähnliches Bild wie für die Länge des am Implantat anliegenden Knochens. L_{Os}^{M-K} scheint in Bezug zu den anderen Gläsern verspätet zu starten und hat so nach 60 Tagen den signifikant höchsten Wert für Osteoid, während bei den übrigen Implantaten kaum noch Osteoid gefunden werden konnte.

KG Z_1 beginnt mit einem niedrigen Osteoidwert von 4,6 % nach 14 Tagen, der schon nach 30 Tagen auf einen statistisch vom 60-Tage-Wert nicht trennbaren Wert von 1,4 % abfällt.

Die insgesamt niedrigen Werte für Osteoid lassen auf eine schnelle Mineralisation schließen.

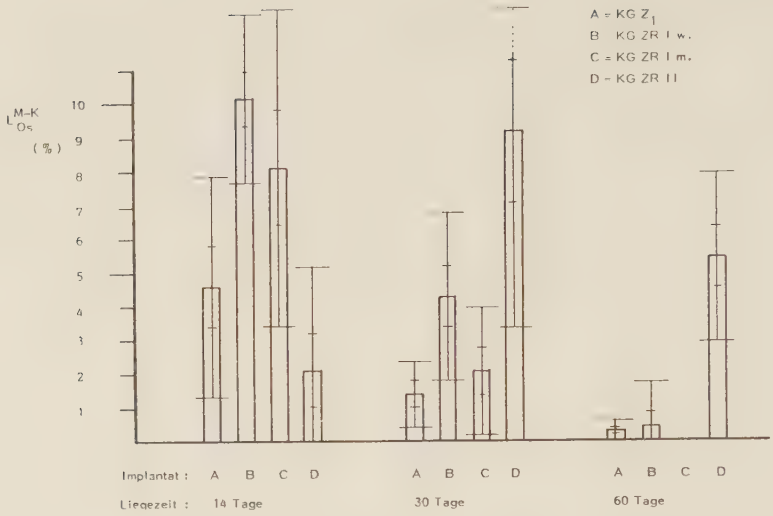

Abb. 22 Längen am Implantat, M-K - Bereich, Osteoid - $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Für anliegendes Chondroid - $\bar{X}$ (%)

L^{M-K}_{Ch} (%)		KG Z_1	KG ZR I w.	KG ZR I m.	KG ZR II
Zeit (Tage)	14	0,8	0,0	0,0	0,8
	30	2,1	0,0	0,0	0,3
	60	0,1	0,0	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,8	2,1	0,1
KG ZR I w.	0,0	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0
KG ZR II	0,8	0,3	0,0

Bezüglich des Parameters L^{M-K}_{Ch} konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Implantaten festgestellt werden. Auch über die Zeit betrachtet, ver -

änderte sich die anliegende Länge des Chondroids nicht und erreichte lediglich einen Maximalwert von 2,1 % nach 30 Tagen Liegezeit bei KG Z_1.

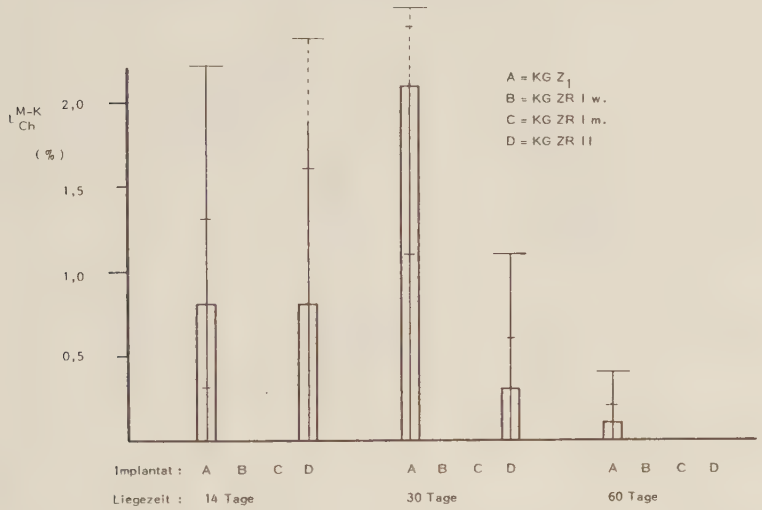

Abb. 23 Längen am Implantat, M-K - Bereich, Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Für anliegendes Weichgewebe - $\bar{X}$ (%)

L^{M-K}_{W} (%)		KG ZR II	KG ZR I w.	KG ZR I m.	KG Z_1
Zeit (Tage)	14	94,0	73,9	61,2	47,2
	30	74,1	19,8	17,8	12,8
	60	27,5	4,4	3,9	2,6

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	47,2	12,8	2,6
KG ZR I w.	73,9	19,8	4,4
KG ZR I m.	61,2	17,8	3,9
KG ZR II	94,0	74,1	27,5

L_W^{M-K} verhält sich aufgrund des relativ geringen Vorkommens von Osteoid und Chondroid im Interfacebereich komplementär zu L_{Kn}^{M-K} .

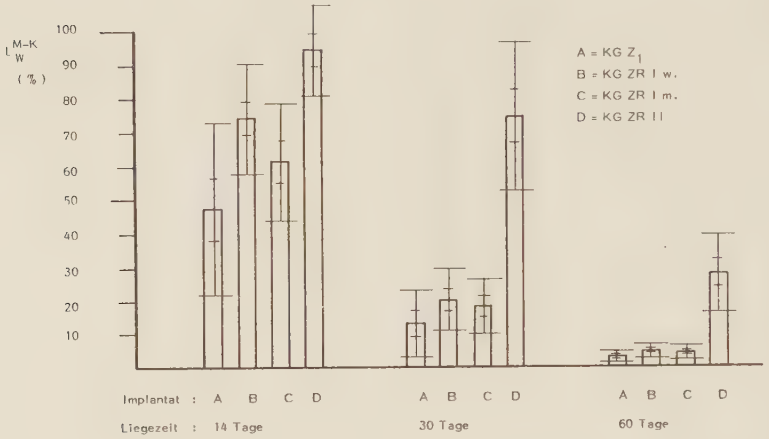

Abb. 24 Längen am Implantat, M-K - Bereich, Weichgewebe $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Die Frage nach einer eventuell unterschiedlichen Gewebereaktion von männlichen und weiblichen Ratten im Interfacebereich - nach Implantation von KG ZR I - läßt sich dahingehend beantworten, daß auf dem 5% - Niveau kein signifikanter Unterschied bezüglich der untersuchten Parameter gefunden werden konnte.

4.1.2. Getrennt nach Mark – und Kompaktabereich

Vergleich der anliegenden prozentualen Längen L (%) – $\bar{X}$

für die Implantate KG Z_1 und KG ZR I m.

		Implantat		Implantat	Zeit (Tage)		
	Zeit (Tage)	KG Z_1	KG ZR I m.		14	30	60
Kompakta							
L^K(%) – Kn	14	43,2	26,7	KG Z_1	43,2	85,0	97,0
	30	85,0	78,6	KG ZR I m.	26,7	78,6	98,4
	60	97,0	98,4				
– Os	14	5,5	10,7	KG Z_1	5,5	1,4	0,5
	30	1,4	3,0	KG ZR I m.	10,7	3,0	0,0
	60	0,5	0,0				
–Ch	14	0,7	0,1	KG Z_1	0,7	2,6	0,2
	30	2,6	0,0	KG ZR I m.	0,1	0,0	0,0
	60	0,2	0,0				
– W	14	50,5	62,7	KG Z_1	50,5	11,0	2,5
	30	11,0	18,4	KG ZR I m.	62,7	18,4	1,6
	60	2,5	1,6				
Mark							
L^M(%) – Kn	14	61,4	33,8	KG Z_1	61,4	90,4	97,7
	30	90,4	85,5	KG ZR I m.	33,8	85,5	96,2
	60	97,7	96,2				
– Os	14	3,8	7,5	KG Z_1	3,8	0,6	0,1
	30	0,6	2,6	KG ZR I m.	7,5	2,6	0,0
	60	0,1	0,0				
– Ch	14	0,6	0,0	KG Z_1	0,6	0,0	0,0
	30	0,0	0,0	KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0
	60	0,0	0,0				
– W	14	34,3	58,7	KG Z_1	34,3	9,1	2,2
	30	9,1	11,9	KG ZR I m.	58,7	11,9	3,8
	60	2,2	3,8				

Der Vergleich zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. getrennt nach Kompakta - und Markbereich ergibt lediglich gesicherte Unterschiede im Markbereich nach 14 Tagen Liegezeit zwischen L^M_{Kn} einerseits und L^M_{Os} andererseits. Für KG Z_1 ist die Länge Knochen mit 61,4 % gegenüber 33,8 % (KG ZR I m.) größer - andererseits der Osteoidanteil im Interface mit 3,8 % gegenüber 7,5 % (KG ZR I m.) kleiner. Daraus kann gefolgert werden, daß die Überführung von Osteoid zu Knochen an der Implantatoberfläche für KG Z_1 nach 14 Tagen weiter fortgeschritten ist als bei KG ZR I m. In den späteren Liegezeiten können Osteoid und Knochen für die beiden Gläser statistisch nicht unterschieden werden.

Das Verhalten der Gewebe über die Liegezeit betrachtet, entspricht dem schon be - schriebenen im M-K - Bereich : L_{Kn} steigt mit der Zeit bis auf 98 % an, L_{Os} fällt von 14 zu 60 Tagen signifikant auf Werte um 0 %, Chondroid bleibt auf einem gleichen, geringen Niveau, und die Länge des am Implantat anliegenden Weichgewebes fällt von 14 zu 60 Tagen Liegezeit auf Werte um 2 % .

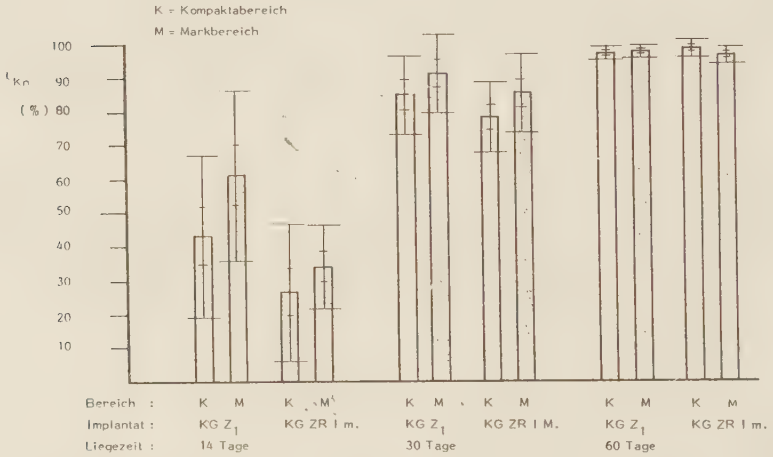

Abb. 25 Längen am Implantat, getrennt nach Kompakta - und Markbereich
Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

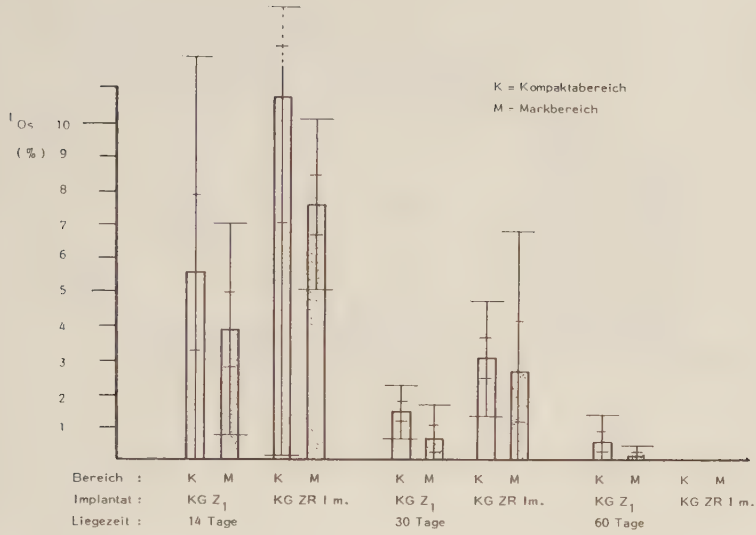

Abb. 26 Länge am Implantat, Kompaktabereich, Markbereich, Osteoid

$\overline{X} \pm S_E$ (95% - VB)

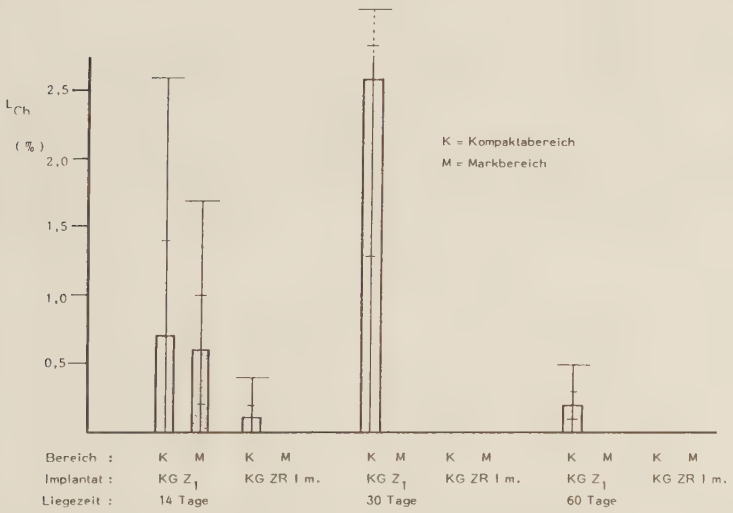

Abb. 27 Längen am Implantat, Kompaktabereich, Markbereich, Chondroid

$\overline{X} \pm S_E$ (95% - VB)

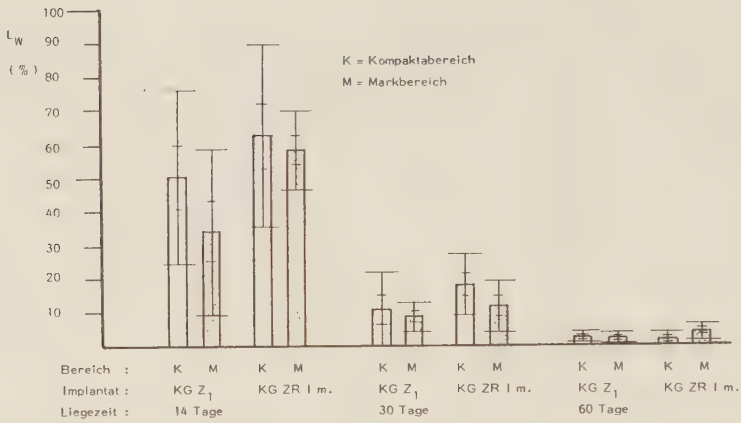

Abb. 28 Längen am Implantat, Kompaktabereich, Markbereich, Weichgewebe $\bar{X} \pm S_E$ (95% -VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	15	43,2 ±8,7 (24,2)	5,5 ±2,3 (6,4)	0,7 ±0,7 (1,9)	50,5 ±9,4 (26,1)
	KG ZR I m.	5	11	26,7 ±7,3 (20,3)	10,7 ±3,8 (10,6)	0,1 ±0,1 (0,3)	62,7 ±9,8 (27,2)
30	KG Z_1	6	18	85,0 ±4,5 (11,6)	1,4 ±0,3 (0,8)	2,6 ±1,3 (3,3)	11,0 ±4,3 (11,1)
	KG ZR I m.	5	15	78,6 ±3,7 (10,3)	3,0 ±0,6 (1,7)	0,0 ±0,0 (0,0)	18,4 ±3,2 (8,9)
60	KG Z_1	6	19	97,0 ±0,7 (1,8)	0,5 ±0,3 (0,8)	0,2 ±0,1 (0,3)	2,5 ±0,7 (1,8)
	KG ZR I m.	5	16	98,4 ±0,9 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	1,6 ±0,9 (2,5)

Tab. 4 Länge am Implantat (L), Kompaktabereich (K), $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	12	61,4 ±9,1 (25,3)	3,8 ±1,1 (3,1)	0,6 ±0,4 (1,1)	34,3 ±8,9 (24,7)
	KG ZR I m.	5	16	33,8 ±4,5 (12,5)	7,5 ±0,9 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	58,7 ±4,2 (11,7)
30	KG Z_1	6	11	90,4 ±2,0 (5,1)	0,6 ±0,4 (1,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	9,1 ±1,7 (4,4)
	KG ZR I m.	5	14	85,5 ±4,2 (11,7)	2,6 ±1,5 (4,2)	0,0 ±0,0 (0,0)	11,9 ±2,8 (7,8)
60	KG Z_1	6	13	97,7 ±0,7 (1,8)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	2,2 ±0,6 (1,5)
	KG ZR Im.	5	16	96,2 ±0,9 (2,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	3,8 ±0,9 (2,5)

Tab.5 Längen am Implantat (L), Markbereich (M), $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

4.1.3. Vergleich Kompakta - und Markbereich

für die anliegenden Längen L (%) - $\bar{X}$
getrennt nach KG Z_1 und KG ZR I m.

	Zeit (Tage)	Kompakta	Mark	Kompakta	Mark
L (%)	KG Z_1			KG ZR I m.	
- Kn	14	43,2	61,4	26,7	33,8
	30	85,0	90,4	78,6	85,5
	60	97,0	97,7	98,4	96,2
- Os	14	5,5	3,8	10,7	7,5
	30	1,4	0,6	3,0	2,6
	60	0,5	0,1	0,0	0,0
- Ch	14	0,7	0,6	0,1	0,0
	30	2,6	0,0	0,0	0,0
	60	0,2	0,0	0,0	0,0
- W	14	50,5	34,3	62,7	58,7
	30	11,0	9,1	18,4	11,9
	60	2,5	2,2	1,6	3,8

Wie die obige Darstellung deutlich zeigt, konnte zwischen Kompakta - und Mark - bereich bezüglich der gemessenen Parameter (L in %) kein signifikanter Unter - schied festgestellt werden.

4.2. Betrachtung der Volumendichten (V_v) im Bohrlochbereich

Vergleich der proz. Volumendichten V_v (%)
getrennt nach Mark - und Kompaktabereich für KG Z_1 und KG ZR I m.

4.2.1. Gesamtbereich

- $V_v^{Ges.}$ (Knochen) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	53,4	43,7
	30	84,2	80,2
	60	88,6	91,4
Mark	14	25,8	20,6
	30	16,7	18,5
	60	19,1	20,7

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	53,4	84,2	88,6
KG ZR I m.	43,7	80,2	91,4
KG Z_1	25,8	16,7	19,1
KG ZR I m.	20,6	18,5	20,7

- $V_v^{Ges.}$ (Osteoid) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	1,6	1,0
	30	1,0	0,6
	60	0,1	0,0
Mark	14	0,8	0,6
	30	0,4	0,4
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	1,6	1,0	0,1
KG ZR Im.	1,0	0,6	0,0
KG Z_1	0,8	0,4	0,0
KG ZR I m.	0,6	o,4	0,0

- $V_v^{Ges.}$ (Chondroid) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,3	0,0
	30	0,4	0,0
	60	0,0	0,0
Mark	14	0,1	0,0
	30	0,0	0,0
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,3	0,4	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0
KG Z_1	0,1	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0

- $V_v^{Ges.}$ (Weichgewebe) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	44,9	55,4
	30	14,4	19,3
	60	11,5	8,7
Mark	14	73,4	78,7
	30	83,0	81,1
	60	80,9	79,3

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	44,9	14,4	11,5
KG ZR I m.	55,4	19,3	8,7

Zeit (Tage)	14	60	30
KG Z_1	73,4	80,9	83,0
KG ZR I m.	78,7	79,3	81,1

Im Gesamtbereich - Getrennt nach Mark - und Kompaktabereich - ergibt sich zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. kein statistisch gesicherter Unterschied für die $V_v^{Ges.}$ (Kn , Os , Ch , W) pro betrachteter Liegezeit.

Im Kompaktabereich nimmt die Volumendichte für Knochen von ca. 50 % bei 14 Tagen zu ca. 90 % nach 60 Tagen Liegezeit zu, wobei für KG ZR I m. zusätzlich eine Zu - nahme von 30 zu 60 Tagen zu finden ist, während dies für KG Z_1 statistisch nicht gesichert werden kann.

$V_v^{Ges.}$ (Osteoid) geht von gleichbleibenden Werten nach 14 und 30 Tagen (1 - 2%) dann nach 60 Tagen Liegezeit auf 0 % V_v zurück.

$V_v^{Ges.}$ (Chondroid) verändert sich bei geringen Werten von maximal 0,4 % über die Zeit nicht und ist somit zu vernachlassigen.

$V_v^{Ges.}$ (Weichgewebe) verhält sich entsprechend komplementär zu V_v (Kn) und

nimmt so von ca. 50 % nach 14 Tagen auf ca. 10 % nach 60 Tagen ab.

Im Markbereich kann keine Veränderung der $V_v^{Ges.}$ (Knochen) im betrachteten Zeitraum festgestellt werden - sie bleibt mit ca. 20 % konstant.

V_v Osteoid nimmt von ca. 1 % nach 14 Tagen auf 0 % nach 60 Tagen ab.

Der Chondroidanteil im Gesamtbereich bleibt wie im Kompaktabereich über alle Zeiten konstant.

V_v Weichgewebe verändert sich mit Werten von ca. 80 % in der Zeit nicht, lediglich bei KG Z_1 kann eine Zunahme von Weichgewebe im Markbereich von 14 zu 60 Tagen festgestellt werden.

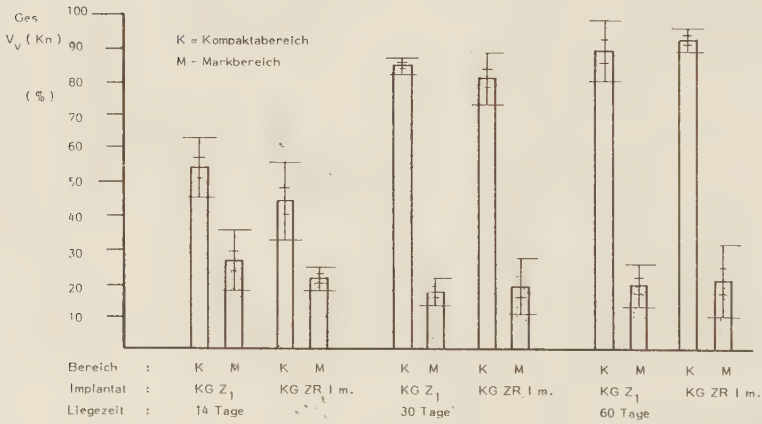

Abb. 29 Volumendichten V_v (%) , Gesamtbereich, Mark-, Kompaktabereich Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

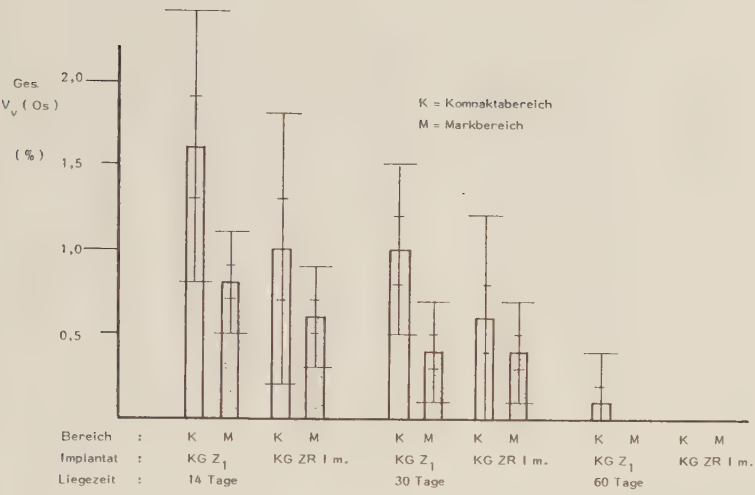

Abb. 30 Volumendichten V_v (%), Gesamtbereich, Kompakta -, Markbereich
Osteoid $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

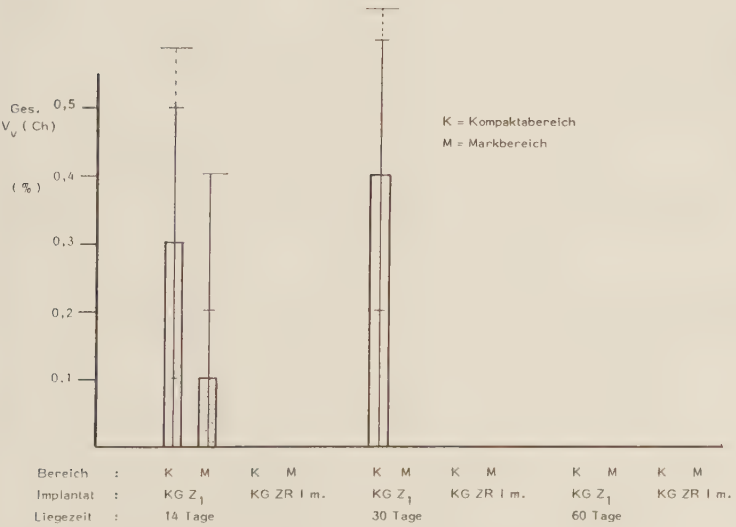

Abb. 31 Volumendichten V_v (%), Gesamtbereich, Kompakta -, Markbereich
Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

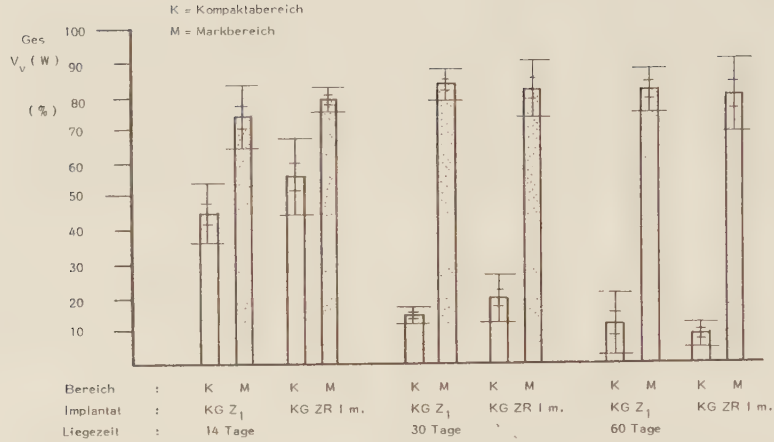

Abb. 32 Volumendichten V_v (%), Gesamtbereich, Kompakta -, Markbereich Weichgewebe $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	15	53,4 ±3,2 (8,9)	1,6 ±0,3 (0,8)	0,3 ±0,2 (0,6)	44,9 ±3,2 (8,9)
	KG ZR I m.	5	11	43,7 ±4,1 (11,4)	1,0 ±0,3 (0,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	55,4 ±4,1 (11,4)
30	KG Z_1	6	18	84,2 ±1,0 (2,6)	1,0 ±0,2 (0,5)	0,4 ±0,2 (0,5)	14,4 ±1,0 (2,6)
	KG ZR Im.	5	15	80,2 ±2,7 (7,5)	0,6 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	19,3 ±2,6 (7,2)
60	KG Z_1	6	19	88,6 ±3,5 (9,0)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	11,5 ±3,6 (9,3)
	KG ZR I m.	5	16	91,4 ±1,3 (3,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	8,7 ±1,3 (3,6)

Tab. 6 Volumendichten V_v (%), Gesamtbereich, Kompaktabereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% -VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	12	25,8 ±3,2 (8,9)	0,8 ±0,1 (0,3)	0,1 ±0,1 (0,3)	73,4 ±3,3 (9,2)
	KG ZR I m.	5	16	20,6 ±1,3 (3,6)	0,6 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	78,7 ±1,3 (3,6)
30	KG Z_1	6	11	16,7 ±1,6 (4,1)	0,4 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	83,0 ±1,7 (4,4)
	KG ZR I m.	5	14	18,5 ±3,1 (8,6)	0,4 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	81,1 ±3,0 (8,3)
60	KG Z_1	6	13	19,1 ±2,6 (6,7)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	80,9 ±2,6 (6,7)
	KG ZR I m.	5	16	20,7 ±3,8 (10,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	79,3 ±3,8 (10,6)

Tab. 7 Volumendichten V_v (%), Gesamtbereich, Markbereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

4.2.2. 100 µm Bereich

- $V_v^{100\,\mu m}$ (Knochen) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	48,7	38,6
	30	84,4	79,8
	60	92,7	93,5
Mark	14	32,9	27,0
	30	28,2	30,6
	60	36,4	37,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	48,7	84,4	92,7
KG ZR I m.	38,6	79,8	93,5
KG Z_1	32,9	28,2	36,4
KG ZR I m.	27,0	30,6	37,0

- $V_v^{100\,\mu m}$ (Osteoid) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	2,4	1,5
	30	1,1	0,7
	60	0,1	0,0
Mark	14	1,2	1,1
	30	0,6	0,7
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	2,4	1,1	0,1
KG ZR I m.	1,5	0,7	0,0
KG Z_1	1,2	0,6	0,0
KG ZR I m.	1,1	0,7	0,0

- $V_v^{100\,\mu m}$ (Chondroid) - $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,5	0,0
	30	0,7	0,0
	60	0,1	0,0
Mark	14	0,1	0,0
	30	0,0	0,0
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,5	0,7	0,1
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0
KG Z_1	0,1	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0

- $V_V^{100\,\mu m}$ (Weichgewebe) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	48,5	59,9
	30	13,9	19,5
	60	7,2	6,5
Mark	14	65,9	71,9
	30	71,4	68,8
	60	63,6	63,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	48,5	13,9	7,2
KG ZR I m.	59,9	19,5	6,5
KG Z_1	65,9	71,4	63,6
KG ZR I m.	71,9	68,8	63,0

Das Verhalten der untersuchten Gewebe bez. der Volumendichten im 100 µm Bereich entspricht weitgehend dem schon beschriebenen im Gesamtbereich. Zwischen den Implantaten kann lediglich ein zusätzlicher signifikanter Unterschied im Kompakta - bereich nach 30 Tagen für V_V Weichgewebe beobachtet werden. KG Z_1 zeigt hier eine geringere V_V Weichgewebe als KG ZR I m. (13,9% zu 19,5%).

Abb. 33 Volumendichten V_V (%), 100 µm Bereich, Kompakta -, Markbereich Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

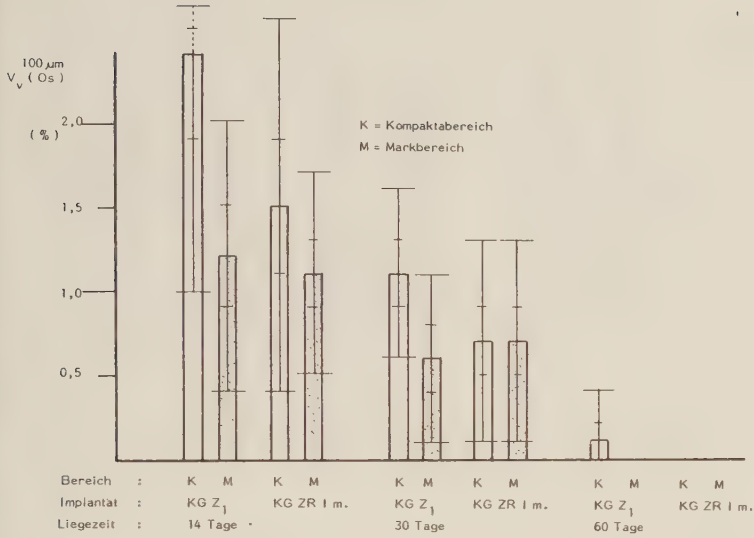

Abb. 34 Volumendichten V_v (%), 100 µm Bereich, Kompakta -, Markbereich Osteoid $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB),

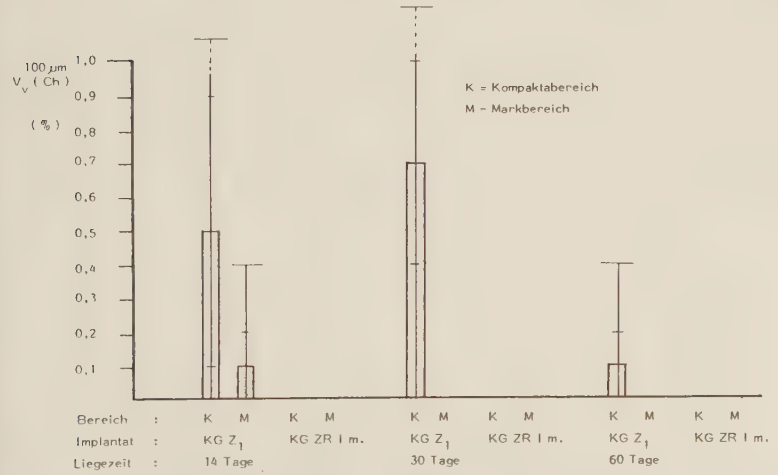

Abb. 35 Volumendichten V_v (%), 100 µm Bereich, Kompakta - , Markbereich Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

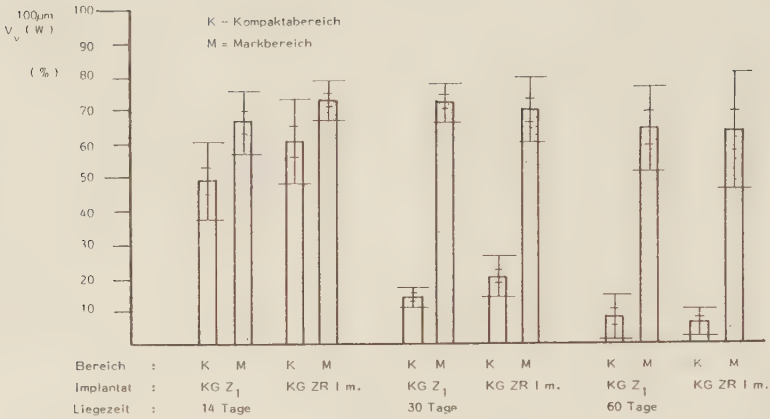

Abb. 36 Volumendichten V_V (%), 100 µm Bereich, Kompakta –, Markbereich Weichgewebe $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	15	48,7 ±3,9 (10,8)	2,4 ±0,5 (1,4)	0,5 ±0,4 (1,1)	48,5 ±4,2 (11,7)
	KG ZR I m.	5	11	38,6 ±4,4 (12,2)	1,5 ±0,4 (1,1)	0,0 ±0,0 (0,0)	59,9 ±4,5 (12,5)
30	KG Z_1	6	18	84,4 ±1,1 (2,8)	1,1 ±0,2 (0,5)	0,7 ±0,3 (0,8)	13,9 ±1,2 (3,1)
	KG ZR I m.	5	15	79,8 ±2,0 (5,6)	0,7 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	19,5 ±2,1 (5,8)
60	KG Z_1	6	19	92,7 ±2,4 (6,2)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,1 ±0,1 (0,3)	7,2 ±2,5 (6,4)
	KG ZR I m.	5	16	93,5 ±1,4 (3,9)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	6,5 ±1,4 (3,9)

Tab. 8 Volumendichten V_V (%), 100 µm Bereich, Kompaktabereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	12	32,9 ±3,0 (8,3)	1,2 ±0,3 (0,8)	0,1 ±0,1 (0,3)	65,9 ±3,3 (9,3)
	KG ZR I m.	5	16	27,0 ±2,1 (5,8)	1,1 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	71,9 ±2,1 (5,8)
30	KG Z_1	6	11	28,2 ±2,2 (5,7)	0,6 ±0,2 (0,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	71,4 ±2,2 (5,7)
	KG ZR I m.	5	14	30,6 ±3,7 (10,3)	0,7 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	68,8 ±3,5 (9,7)
60	KG Z_1	6	13	36,4 ±4,8 (12,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	63,6 ±4,8 (12,3)
	KG ZR I m.	5	16	37,0 ±6,2 (17,2)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	63,0 ±6,2 (17,2)

Tab. 9 Volumendichten V_V (%), 100 µm Bereich, Markbereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

4.2.3. Restbereich

- V_v^{Rest} (Knochen) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	58,4	48,0
	30	83,7	80,5
	60	82,1	89,4
Mark	14	18,4	14,1
	30	4,4	7,4
	60	2,2	5,2

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	58,4	83,7	82,1
KG ZR I m.	48,0	80,5	89,4
KG Z_1	18,4	4,4	2,2
KG ZR I m.	14,1	7,4	5,2

- V_v^{Rest} (Osteoid) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,6	0,4
	30	1,0	0,5
	60	0,1	0,0
Mark	14	0,4	0,1
	30	0,2	0,1
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	30	14	60
KG Z_1	1,0	0,6	0,1
KG ZR I m.	0,5	0,4	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,4	0,2	0,0
KG ZR I m.	0,1	0,1	0,0

V_v^{Rest} (Chondroid) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,1	0,0
	30	0,0	0,0
	60	0,0	0,0
Mark	14	0,0	0,0
	30	0,0	0,0
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,1	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0
KG Z_1	0,0	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0

$- V_v^{Rest}$ (Weichgewebe) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit 14	40,9	51,7
	30	15,3	19,0
	60	18,0	10,8
	14	81,2	85,9
	30	95,5	92,6
	60	97,8	94,8

Zeit (Tage)	14	60	30
KG Z_1	40,9	18,0	15,3
KG ZR I m.	51,7	10,8	19,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	81,2	95,5	97,8
KG ZR I m.	85,9	92,6	94,8

Auch im Restbereich kann kein statistisch gesicherter Unterschied zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. pro betrachteter Liegezeit gefunden werden.

Im Kompaktabereich nimmt die V_v Knochen von ca. 50% nach 14 Tagen Liegezeit auf ca. 80% nach 30 Tagen zu, um nun nicht weiter signifikant anzusteigen.
V_v Osteoid unterscheidet sich zwischen 14 und 30 Tagen nicht (bis zu 1,0%) und ist nach 60 Tagen auf Werte von ca. 0% abgefallen.
V_v Chondroid kann bei ca. 0% bei allen Zeiten im Restbereich vernachlässigt werden.
V_v Weichgewebe verhält sich entsprechend komplementär zu V_v Knochen und nahm von ca. 45% (14 Tage) auf ca. 15% (60 Tage) ab.

Im Markbereich fielen die Werte für V_v Knochen von ca. 16% (14 Tage) auf (7-2)% nach 30 bezw. 60 Tagen Liegezeit. (30 und 60 Tage - Werte konnten statistisch nicht unterschieden werden)
Osteoid und Chondroid blieben mit Werten um 0% über die Liegezeit konstant.
Die V_v Weichgewebe stieg von 14 zu 30 Tagen an und blieb dann mit über 90 % konstant (für KG ZR I m. konnte allerdings der 14 - vom 30 Tage - Wert statistisch nicht getrennt werden) . Dieses Verhalten erklärt sich dadurch, daß der Knochen im Mark fast ausschließlich im 100 µm Bereich mit Kontakt zur Implantatoberfläche beobachtet werden kann. Nach 14 Tagen Liegezeit konnten noch Knochenausläufer in den Restbereich hineinragen, oder , wenn der betrachtete Markabschnitt kortikalesnah war, vom Restbereich spöngiöse Knochenstrukturen zum Implantat hinziehen - die aber mit längerer Liegezeit wieder abgebaut wurden.

Vergleicht man zusätzlich die V_v im 100 µm Bereich mit denen im Restbereich in der Kompakta - getrennt nach KG Z_1 und KG ZR I m. - so läßt sich lediglich für beide Keramiken ein signifikanter Unterschied für Osteoid nach 14 Tagen Liegezeit nachweisen.

Für KG Z_1 ist der Osteoidanteil im 100 µm Bereich (2,4%) größer als im Restbereich (0,6%) .

Genauso verhält es sich für KG ZR I m. mit einem Osteoidanteil von 1,5% im 100 µm Bereich gegenüber 0,4% im Restbereich.

Das heißt, daß - wie zu erwarten - in Bohrlochrandnähe nach 14 Tagen im Vergleich zum implantatnahen Bereich ein größerer Teil des Osteoids schon mineralisiert ist.

Bezüglich des Knochenwachstums konnten- obwohl sich größere Mittelwerte im Restbereich ergaben - keine statistisch gesicherten Unterschiede festgestellt werden, so daß lediglich zu vermuten ist, daß innerhalb der ersten 14 Tage Liegezeit ein größeres Knochenwachstum in der Nähe des Bohrlochrandes stattfand. Einen Hinweis darauf ergibt sich auch aus dem später beschriebenen Vergleich zwischen den anliegenden Längen und den Volumendichten von Knochen im Kompaktabereich.

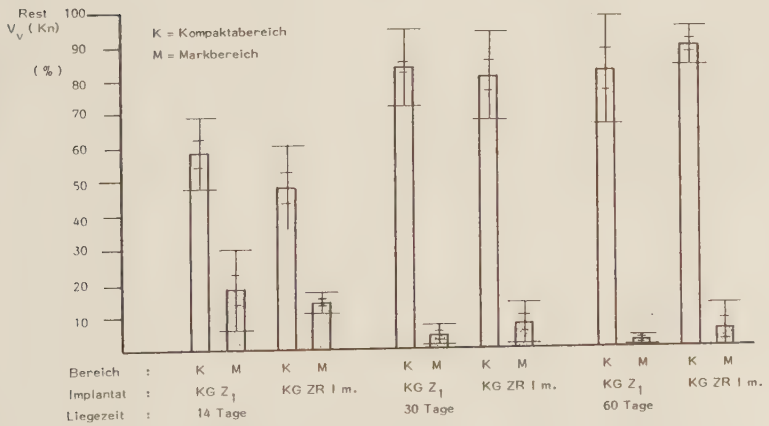

Abb. 37 Volumendichten V_v (%), Restbereich, Kompakta-, Markbereich

Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

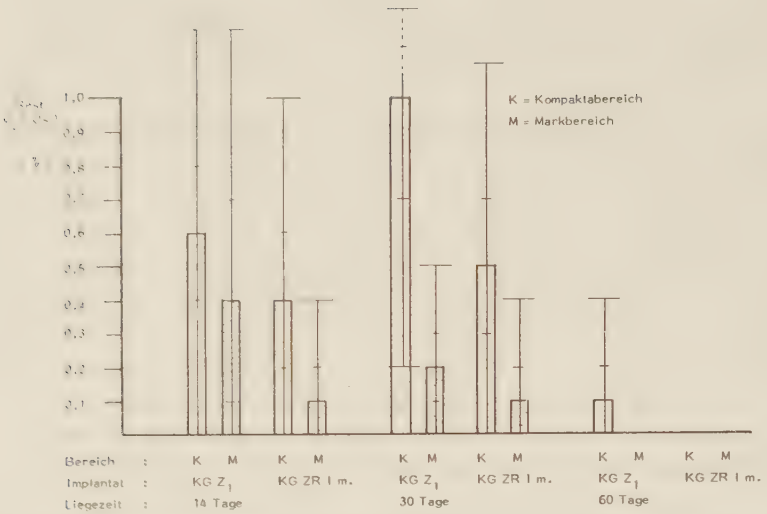

Abb. 38 Volumendichten V_V (%), Restbereich, Kompakta -, Markbereich
Osteoid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

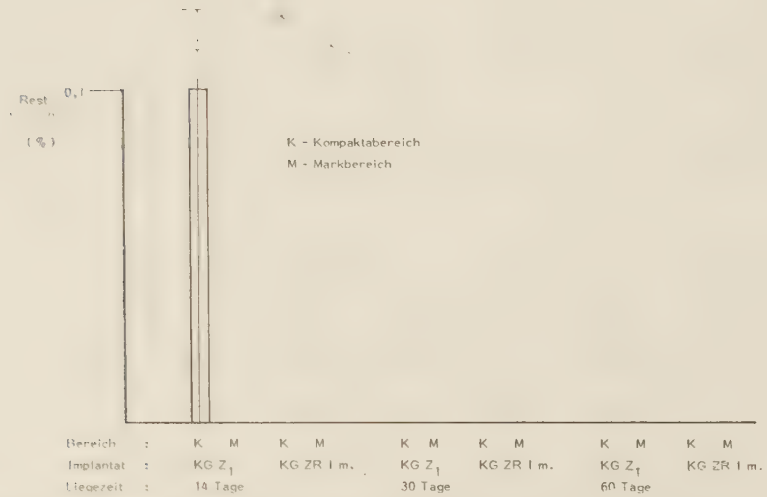

Abb. 39 Volumendichten V_V (%), Restbereich, Kompakta -, Markbereich
Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

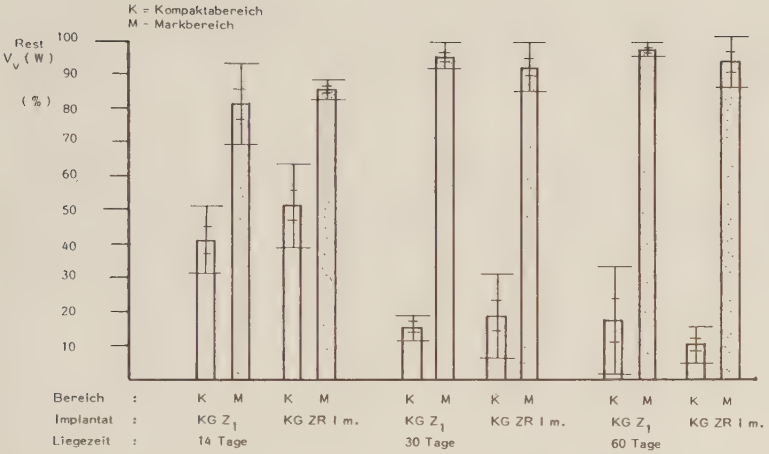

Abb. 40 Volumendichten V_V, Restbereich, Kompakta -, Markbereich
Weichgewebe $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	15	58,4 ±3,8 (10,6)	0,6 ±0,2 (0,6)	0,1 ±0,1 (0,3)	40,9 ±3,6 (10,0)
	KG ZR I m.	5	11	48,0 ±4,5 (12,5)	0,4 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	51,7 ±4,4 (12,2)
30	KG Z_1	6	18	83,7 ±1,5 (11,6)	1,0 ±0,3 (0,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	15,3 ±1,5 (3,9)
	KG ZR I m.	5	15	80,5 ±4,6 (12,8)	0,5 ±0,2 (0,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	19,0 ±4,5 (12,5)
60	KG Z_1	6	19	82,1 ±6,2 (15,9)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	18,0 ±6,3 (16,2)
	KG ZR I m.	5	16	89,4 ±2,0 (5,6)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	10,8 ±1,9 (5,3)

Tab. 10 Volumendichten V_V (%), Restbereich, Kompaktabereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% -VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Knochen (%)	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Weichgewebe (%)
14	KG Z_1	5	12	18,4 ±4,3 (12,0)	0,4 ±0,3 (0,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	81,2 ±4,4 (12,2)
	KG ZR I m.	5	16	14,1 ±1,1 (3,1)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	85,9 ±1,1 (3,1)
30	KG Z_1	6	11	4,4 ±1,3 (3,3)	0,2 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	95,5 ±1,3 (3,3)
	KG ZR I m.	5	14	7,4 ±2,4 (6,7)	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)	92,6 ±2,5 (7,0)
60	KG Z_1	6	13	2,2 ±0,7 (1,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	97,8 ±0,7 (1,8)
	KG ZR I m.	5	16	5,2 ±2,7 (7,5)	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	94,8 ±2,7 (7,5)

Tab. 11 Volumendichten V_V (%), Restbereich, Markbereich, $\bar{X} \pm S_E$ (95% -VB)

4.3. Anliegende Volumendichten aV_v (%)

- aV_v (Osteoid) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,38	0,58
	30	0,15	0,12
	60	0,05	0,00
Mark	14	0,14	0,40
	30	0,03	0,14
	60	0,00	0,00

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,38	0,15	0,05
KG ZR I m.	0,58	0,12	0,00
KG Z_1	0,14	0,03	0,00
KG ZR I m.	0,40	0,14	0,00

- aV_v (Chondroid) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage) 14	0,24	0,02
	30	0,35	0,00
	60	0,02	0,00
Mark	14	0,08	0,00
	30	0,00	0,00
	60	0,00	0,00

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,24	0,35	0,02
KG ZR I m.	0,02	0,00	0,00
KG Z_1	0,08	0,00	0,00
KG ZR I m.	0,00	0,00	0,00

- aV_v (Knochen) $\bar{X}$ (%)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Mark	Zeit (Tage) 14	16,1	9,2
	30	15,2	17,8
	60	19,0	19,9

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	16,1	15,2	19,0
KG ZR I m.	9,2	17,8	19,9

Im Kompaktabereich kann kein signifikanter Unterschied zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. für die anliegenden Volumendichten Osteoid und Chondroid festgestellt werden. Das anliegende Chondroid bleibt, wie sich auch aus den anderen Vergleichen

ergibt, über die drei Liegezeiten gleich. Die anliegende V_v Osteoid nimmt von 14 zu 60 Tagen hin ab, wobei lediglich der 14 - Tage - Wert statistisch ungleich dem 60 - Tage - Wert ist.

Im Markbereich findet sich eine Unterscheidung in den 14 - Tage - Werten für die anliegenden V_v Osteoid (0,14% für KG Z_1 und 0,40% für KG ZR I m.). Für die anderen Zeiten verhält sich die anliegende V_v Osteoid beider Implantate gleichartig und nimmt von 14 zu 60 Tagen auf 0% ab. Die anliegende V_v Chondroid kann für die Implantate und die betrachteten Zeiten nicht unterschieden werden.
Die V_v des anliegenden Knochens zeigt einen Unterschied im Implantatvergleich in den 14 - Tage - Werten . Der prozentuale Anteil des anliegenden Knochens,bezogen auf den Gesamtbereich,ist für KG Z_1 mit 16,1% größer als für KG ZR I m. mit 9,2% . Diese Ungleichheit in Verbindung mit den Werten für aV_v Osteoid entspricht dem gefundenen Verhalten der Längen am Implantat für Osteoid und Knochen im Markbereich, und kann so gleichartig als fortgeschrittnere Überführung von Osteoid in Knochengewebe - für den ersten Beobachtungszeitraum - für KG Z_1 interpretiert werden.

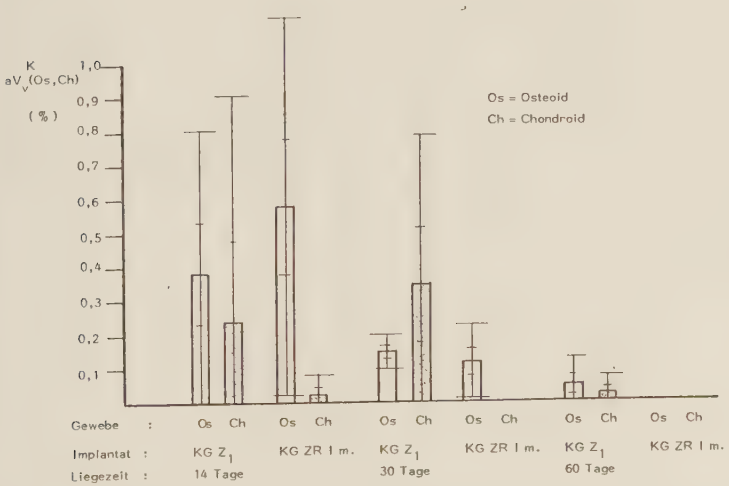

Abb. 41 Anliegende Volumendichten aV_v (%), Kompaktabereich
Osteoid, Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95 % - VB)

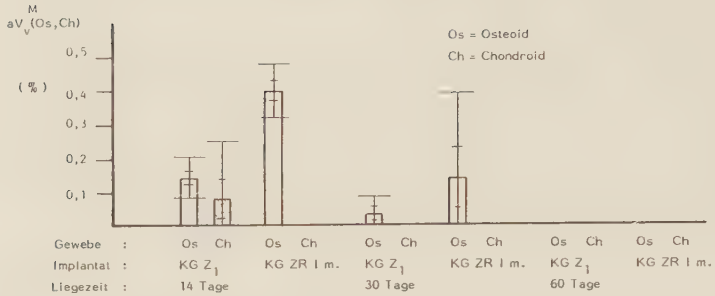

Abb. 42 Anliegende Volumendichten aV_V (%), Markbereich
Osteoid, Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

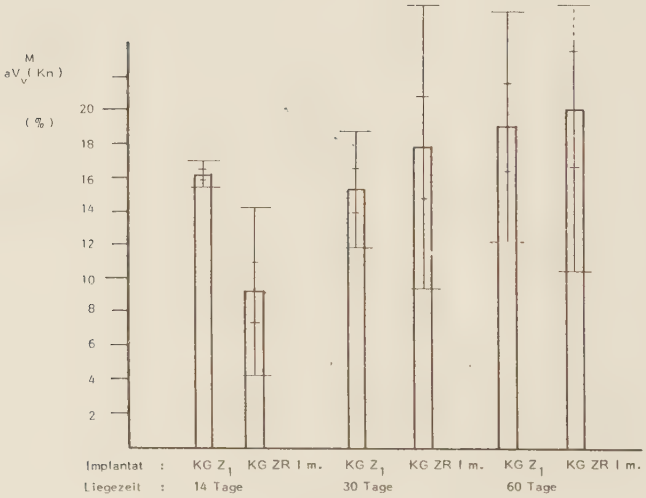

Abb. 43 Anliegende Volumendichten aV_V (%), Markbereich
Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Osteoid (%)	Chondroid (%)
14	KG Z_1	5	15	0,38 ±0,15 (0,42)	0,24 ±0,24 (0,67)
	KG ZR I m.	5	11	0,58 ±0,20 (0,56)	0,02 ±0,02 (0,06)
30	KG Z_1	6	18	0,15 ±0,02 (0,05)	0,35 ±0,17 (0,44)
	KG ZR I m.	5	15	0,12 ±0,04 (0,11)	0,00 ±0,00 (0,00)
60	KG Z_1	6	19	0,05 ±0,03 (0,08)	0,02 ±0,02 (0,05)
	KG ZR I m.	5	16	0,00 ±0,00 (0,00)	0,00 ±0,00 (0,00)

Tab. 12 Anliegende Volumendichten aV_V (%), Kompaktabereich $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Osteoid (%)	Chondroid (%)	Knochen (%)
14	KG Z_1	5	12	0,14 ±0,02 (0,06)	0,08 ±0,06 (0,17)	16,14 ±0,27 (0,75)
	KG ZR I m.	5	16	0,40 ±0,03 (0,08)	0,00 ±0,00 (0,00)	9,16 ±1,82 (5,06)
30	KG Z_1	6	11	0,03 ±0,02 (0,05)	0,00 ±0,00 (0,00)	15,22 ±1,32 (3,39)
	KG ZR I m.	5	14	0,14 ±0,09 (0,25)	0,00 ±0,00 (0,00)	17,78 ±3,05 (8,48)
60	KG Z_1	6	13	0,00 ±0,00 (0,00)	0,00 ±0,00 (0,00)	18,98 ±2,61 (6,71)
	KG ZR I m.	5	16	0,00 ±0,00 (0,00)	0,00 ±0,00 (0,00)	19,92 ±3,41 (9,48)

Tab. 13 Anliegende Volumendichten aV_V (%), Markbereich $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

4.4. Oberflächendichten der anliegenden Gewebe aS_v (mm^2/mm^3)

- aS_v (Osteoid) $\bar{X}$ $* 10^{-1}$ (mm^2/mm^3)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta Zeit (Tage)	14	7,7	10,1
	30	3,0	2,8
	60	0,8	0,1
Mark	14	3,4	8,1
	30	0,5	3,3
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	7,7	3,0	0,8
KG ZR I m.	10,1	2,8	0,1
KG Z_1	3,4	0,5	0,0
KG ZR I m.	8,1	3,3	0,0

- aS_v (Chondroid) $\bar{X}$ $* 10^{-1}$ (mm^2/mm^3)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta Zeit (Tage)	14	0,8	0,1
	30	2,9	0,0
	60	0,3	0,0
Mark	14	0,5	0,0
	30	0,0	0,0
	60	0,0	0,0

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	0,8	2,9	0,3
KG ZR I m.	0,1	0,0	0,0
KG Z_1	0,5	0,0	0,0
KG ZR I m.	0,0	0,0	0,0

- aS_v (Knochen) $\bar{X}$ $* 10^{-1}$ (mm^2/mm^3)

		KG Z_1	KG ZR I m.
Mark	Zeit (Tage) 14	89,4	60,1
	30	78,4	73,7
	60	73,2	76,5

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	89,4	78,4	73,2
KG ZR I m.	60,1	73,7	76,5

Im Kompaktabereich konnte für aS_v bezüglich des an der Implantatoberfläche anliegenden Osteoids und Chondroids zwischen den beiden Implantaten keine

statistisch gesicherte Abweichung gefunden werden. aS_V Osteoid nimmt von 14 zu 60 Tagen signifikant ab. Die Oberflächendichte für Chondroid bleibt über die Zeiten betrachtet statistisch ungetrennt. Aber dies entspricht dem schon beschriebenen Verhalten der entsprechenden V_V (%) und anliegenden Längen (%).

Im Markbereich kann ein gesicherter Unterschied zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. lediglich für aS_V Osteoid nach 14 Tagen Liegezeit angenommen werden, was gut mit den Werten für die Volumendichten des anliegenden Osteoids (aV_V (Os)) und L^M_{Os} übereinstimmt, und so die dort angenommene Interpretation unterstützt.
aS_V Knochen kann im Implantatvergleich nicht gesichert auseinandergehalten werden. Das gleiche gilt für aS_V Chondroid.
Die Oberflächendichte für anliegendes Osteoid nimmt von 14 zu 60 Tagen für beide Implantate bis auf 0 mm^2/mm^3 ab; aS_V Chondroid bleibt bei Werten um 0 mm^2/mm^3 über die Liegezeit konstant.
Nach Implantation von KG ZR I m. bleibt auch aS_V Knochen über die Zeit betrachtet nicht trennbar, während für KG Z_1 ein Unterschied zwischen den 14 - und 60 - Tage Werten festzustellen ist.

Die Interpretation der Oberflächendichte gestaltet sich schwierig, da die Größe der betrachteten Struktur in die Berechnung nicht eingeht, sondern die Oberfläche auf ein Einheitsvolumen (Gesamtbereich) bezogen wird.
Besser vergleichbar ist die spezifische Oberfläche aS/V. Dieser Parameter ist unabhängig von der Größe der einzelnen Objekte, da ein Wert angegeben wird, welcher einer Dichte oder Konzentration entspricht (Sitte, 1967).

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Osteoid ($* 10^{-1}$ mm^{+2}/mm^{+3})	Chondroid ($* 10^{-1}$ mm^{+2}/mm^{+3})	Knochen ($* 10^{-1}$ mm^{+2}/mm^{+3})
14	KG Z_1	5	12	3,4 ±1,0 (2,8)	0,5 ±0,4 (1,1)	89,4 ± 4,7 (13,1)
	KG ZR I m.	5	16	8,1 ±0,8 (2,2)	0,0 ±0,0 (0,0)	60,1 ±10,7 (29,7)
30	KG Z_1	6	11	0,5 ±0,3 (0,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	78,4 ± 4,6 (11,8)
	KG ZR I m.	5	14	3,3 ±2,1 (5,8)	0,0 ±0,0 (0,0)	73,7 ± 6,8 (18,9)
60	KG Z_1	6	13	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	73,2 ± 1,7 (4,4)
	KG ZR I m.	5	16	0,0 ±0,0 (0,0)	0,0 ±0,0 (0,0)	76,5 ± 3,0 (8,3)

Tab. 14 Oberflächendichte der anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)
$\overline{X} \pm S_E$ (95% - VB) Markbereich

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	N_S	Osteoid ($* 10^{-1}$ mm^{+2}/mm^{+3})	Chondroid ($* 10^{-1}$ mm^{+2}/mm^{+3})
14	KG Z_1	5	15	7,7 ±2,6 (7,2)	0,8 ±0,8 (2,2)
	KG ZR I m.	5	11	10,1 ±3,2 (8,9)	0,1 ±0,1 (0,3)
30	KG Z_1	6	18	3,0 ±0,5 (1,3)	2,9 ±1,4 (3,6)
	KG ZR I m.	5	15	2,8 ±0,7 (1,9)	0,0 ±0,0 (0,0)
60	KG Z_1	6	19	0,8 ±0,5 (1,3)	0,3 ±0,2 (0,5)
	KG ZR I m.	5	16	0,1 ±0,1 (0,3)	0,0 ±0,0 (0,0)

Tab. 15 Oberflächendichte der anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)
$\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB) Kompaktabereich

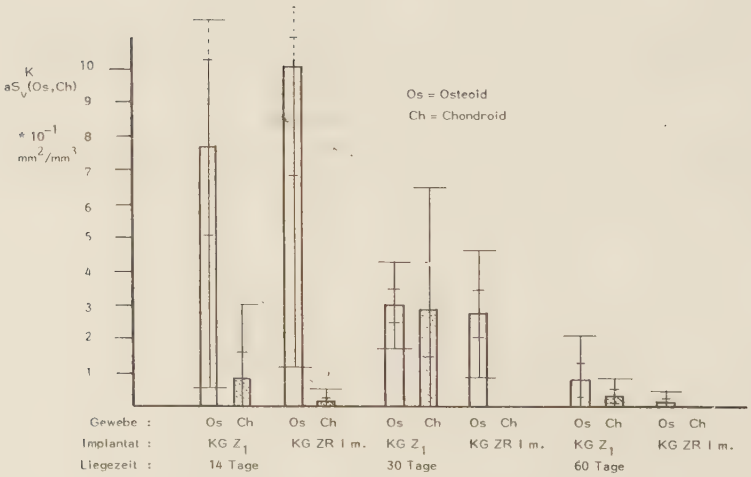

Abb. 44 Oberflächendichte der anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)
Osteoid, Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB) Kompaktabereich

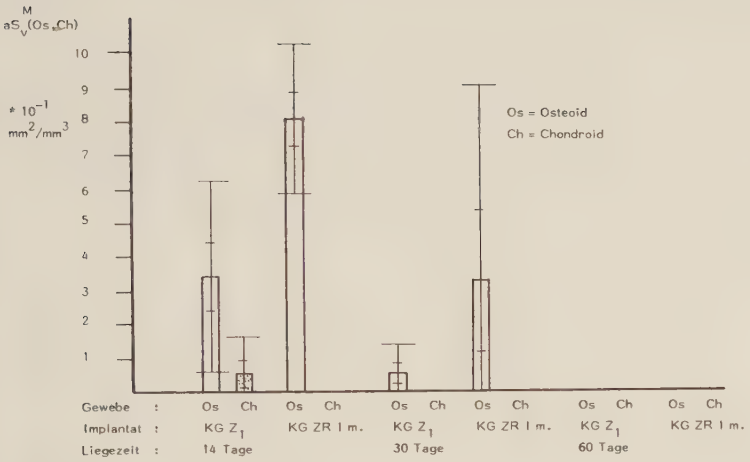

Abb. 45 Oberflächendichte der anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)
Osteoid, Chondroid $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB) Markbereich

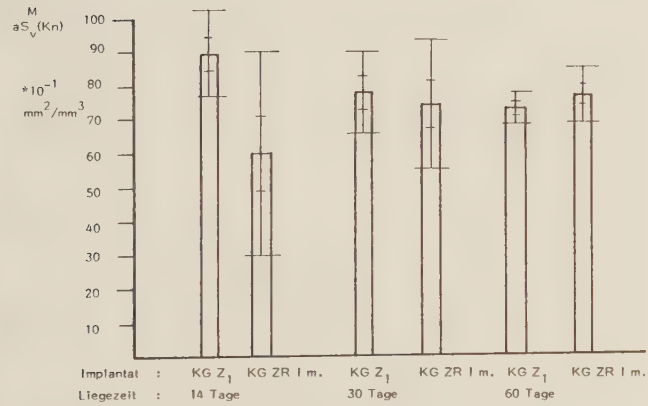

Abb. 46 Oberflächendichte der anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)
Knochen $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB) Markbereich

4.5. Spezifische Oberfläche der anliegenden Gewebe aS/V (mm^2/mm^3)

- aS/V (Osteoid) $\bar{X}$ (mm^2/mm^3)

			KG Z_1	KG ZR I m.
Kompakta	Zeit (Tage)	14	258	191
		30	240	221

Zeit (Tage)	14	30
KG Z_1	258	240
KG ZR I m.	191	221

- aS/V (Knochen) $\bar{X}$ (mm^2/mm^3)

			KG Z_1	KG ZR I m.
Mark	Zeit (Tage)	14	60	71
		30	55	55
		60	44	47

Zeit (Tage)	14	30	60
KG Z_1	60	55	44
KG ZR I m.	71	55	47

Die spezifische Oberfläche aS/V ist für V = 0 nicht definiert. Daher kann diese Größe für Chondroid nicht sinnvoll und für Osteoid lediglich für 14 und 30 Tage Liegezeit betrachtet werden.

Diespezifische Oberfläche für am Implantat anliegendes Osteoid im Kompaktabereich kann zwischen den beiden Gläsern und in der Zeit von 14 zu 30 Tagen nicht signifikant unterschieden werden. Das heißt, daß das an der Implantatoberfläche anliegende Osteoid sich von 14 zu 30 Tagen Liegezeit bezüglich seiner Dichte nicht veränderte.

Gesicherte Abweichungen zwischen KG Z_1 und KG ZR I m. wurden im Markbereich für aS/V Knochen nach 14 Tagen und für die Liegezeiten jeweils zwischen den 14-und den 60 - Tage - Werten gefunden. Daraus kann bei Betrachtung der Werte auf eine kompaktere Struktur des Knochens im Markbereich , 14 Tage postoperativ für KG Z_1 im Verhältnis zu KG ZR I m. geschlossen werden.
Die Abnahme der spezifischen Oberfläche im Markbereich für anliegenden Knochen läßt sich in Verbindung mit der Abnahme des Knochenanteils (V_v) im Restbereich (von 14 zu 60 Tagen) und seinem Gleichbleiben über die Liegezeit betrachtet im 100 µm Bereich gut mit der Beobachtung vereinbaren, daß nach 14tägiger Liegezeit der Knochen im Markbereich eine teilweise verzweigte Struktur mit Ausläufern in

den Restbereich aufwies, die aber nach 60 Tagen fast vollständig wieder abgebaut wurden, so daß ein geglätteter Knochenrahmen um das Implantat herum zurückblieb.

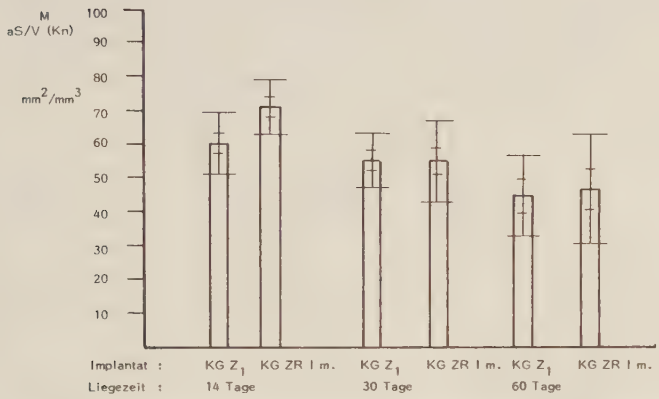

Abb. 47 Spezifische Oberfläche des anliegenden Knochens im Markbereich
aS/V (mm^2/mm^3) $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	Osteoid (mm^{+2}/mm^{+3})
14	KG Z_1	5	258 ±33 (91)
	KG ZR I m.	5	191 ±15 (41)
30	KG Z_1	6	240 ±29 (74)
	KG ZR I m.	5	221 ±37 (102)

Tab. 16 Spezifische Oberfläche des anliegenden Osteoids im Kompaktabereich
aS/V (mm^2/mm^3) $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

Zeit (Tage)	Implantat	N_T	Osteoid (mm^{+2}/mm^{+3})	Knochen (mm^{+2}/mm^{+3})
14	KG Z_1	5	274 ±12 (33)	60 ±3 (9)
	KG ZR I m.	5	224 ±17 (48)	71 ±3 (8)
30	KG Z_1	6	-	55 ±3 (8)
	KG ZR I m.	5	247 ±38 (105)	55 ±4 (12)
60	KG Z_1	6	-	44 ±5 (12)
	KG ZR I m.	5	-	47 ±6 (16)

Tab. 17 Spezifische Oberfläche anliegender Gewebe im Markbereich
aS/V (mm^2/mm^3) $\bar{X} \pm S_E$ (95% - VB)

4.6. Verhältnis des Auftretens von Knochen im Interface zum übrigen Bohrlochbereich in der Kompakta

Aufgrund der ermittelten Mittelwerte $\bar{x}$ der Längen am Implantat L^{K}_{Kn} (%) und der Volumendichten V^{K}_{v} (Kn) (%) bezüglich der jeweiligen Liegezeit ist ein linearer Zusammenhang zu vermuten, der hier überprüft werden soll.
(Für die Werte von KG Z_1 und KG ZR I m. zusammengenommen.)

Es ergibt sich : $Y = aX + b$ mit

X	Y	Regressions - koeffizient	Achsenabschnitt	Korrelations - koeffizient
(%)	(%)	a	b (%)	r
L^{K}_{Kn}	$V^{K,100\,\mu m}_{v}$ (Kn)	0,79	16,52	0,999
	$V^{K,Ges.}_{v}$ (Kn)	0,67	25,61	0,997

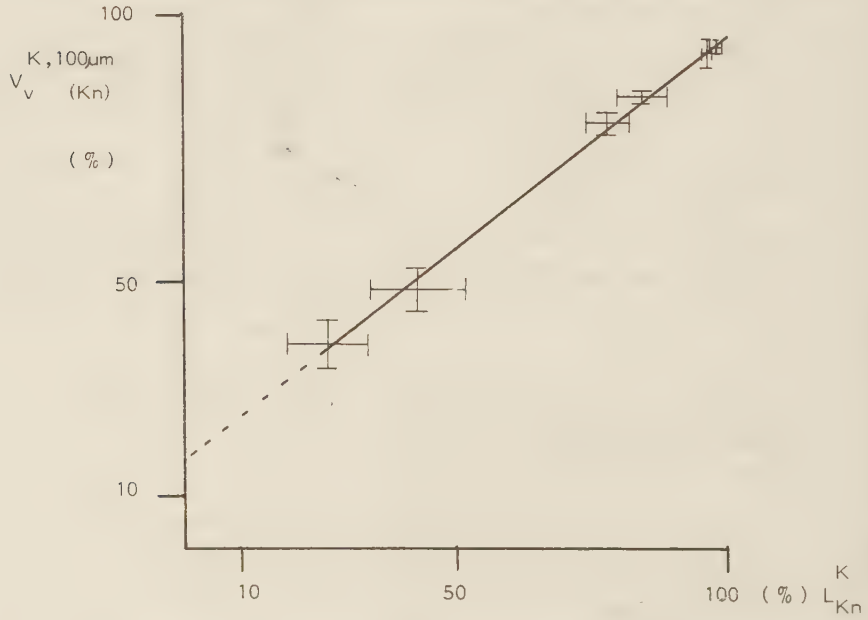

Abb. 48 Darstellung des Zusammenhanges der Länge und der Volumendichte von Knochen im 100 µm Bereich für den Kompaktabereich in (%)

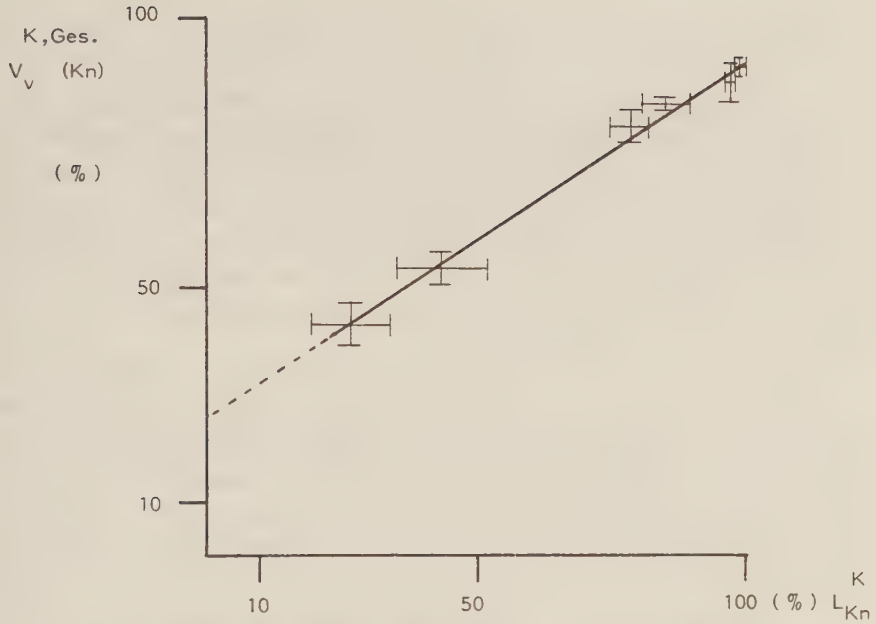

Abb. 49 Darstellung des Zusammenhanges der Länge und der Volumendichte von Knochen im Gesamtbereich für den Kompaktabereich in (%)

Für $\nu = n - 2$ (mit $n = 6$) und $\alpha = 0{,}001$ ergibt sich ein $r_{0,001} = 0{,}9741$ (Tafel I, Sachs, 1979). Da die gefundenen Korrelationskoeffizienten $r > r_{0,001}$ sind, sind sie somit auf dem 0,1% - Niveau signifikant.

Daraus folgt, daß von einem Anfangswert an das Knochenwachstum im Interface - dargestellt durch die anliegenden Längen - gleichartig mit dem Knochenwachstum im gesamten Bohrloch und im 100 µm Bereich mit der Liegezeit ansteigt.

Diese Aussage gilt allerdings erst ab der Liegezeit von 14 Tagen für die betrachteten Implantate KG Z_1 und KG ZR I m. im Kompaktabereich, da frühere Liegezeiten in dieser Arbeit nicht betrachtet worden sind.

Extrapoliert man jedoch auf die Länge von 0%, so ergibt sich schon ein Knochenanteil von 16,5% (V_v) im 100 µm Bereich und von 25,6% (V_v) im Gesamtbereich, was einem Knochenwachstum vom Rand des Bohrlochs zum Implantat hin entsprechen würde.

5. Diskussion

Der Vergleich des Verhaltens von männlichen zu weiblichen Ratten erbrachte bezüglich der untersuchten Parameter Knochen, Osteoid, Chondroid und Weichgewebe im Interfacebereich keine signifikanten Unterschiede auf dem 5 %-Niveau. Es kommt zu einer Ausbildung von tragfähigem Knochenverbund, der nach 60 Tagen Liegezeit bis zu 96 % der Implantatoberfläche einnahm. Eine vergleichbare Untersuchung, die das gewebliche Verhalten der unterschiedlichen Geschlechter nach Implantation von Gläsern bzw. Glaskeramiken im knöchernen Lager zum Gegenstand hat, konnte in der verfügbaren Literatur nicht gefunden werden.

Vergleicht man KG Z_1, KG ZR I und KG ZR II, so ist festzustellen, daß sich KG Z_1 und KG ZR I, im Interfacebereich für Mark und Kompakta zusammengenommen, nicht unterscheiden. Nach 14 Tagen Liegezeit ist ein Knochenverbund von 47 % für KG Z_1 und 31 % für KG ZR I zu beobachten, der aber statistisch nicht trennbar ist, und beim 60 - Tage - Wert für beide Implantate auf ca. 96 % ansteigt. Osteoid wird in der Zeit schnell mineralisiert und ist nach 60 Tagen Liegezeit kaum noch nachweisbar. Chondroid wurde nur in geringem Maße im Interface beobachtet, was entweder für die mechanische Stabilität des Implantates im Bohrloch (Mindell et al.,1971), oder auch für das schnelle Umsetzen von Chondroid zu Knochen spricht, wenn man die experimentellen Ergebnisse von Holtrop (1966) berücksichtigt, wonach Chondroid zu Knochen differenzieren kann.

Auch für KG ZR II wurden geringe Chondroidwerte gemessen, allerdings ist der Knochenverbund wesentlich geringer als für KG Z_1 und KG ZR I; 3 % nach 14 Tagen und erst nach 60tägiger Liegezeit 67 %. In Verbindung mit den Osteoidwerten, die nach 14 Tagen mit 2 % gering sind und nach 60 Tagen noch 5 % betragen, ist zu vermuten, daß die Implantation von KG ZR II im Vergleich zu den beiden anderen Gläsern verspätet zu einer Knochenneubildung im Interfacebereich führt. Ob sich ein Ansteigen des Knochenanteils mit längerer Beobachtungszeit als 60 Tage zeigen läßt, kann in dieser Untersuchung nicht beurteilt werden.

KG ZR I und KG ZR II unterscheiden sich in der Komposition ihrer Bestandteile durch einen niedrigeren SiO_2-Anteil von 41 Gew.-% für KG ZRI (45 Gew.-% für KG ZR II) und einen höheren Zr-Anteil von 5 Gew.-% für KG ZR I (1 Gew.-% für KG ZR II). Daraus kann gefolgert werden, daß ein niedrigerer SiO_2-Anteil

in Verbindung mit einem höheren Zr-Anteil - in den beschriebenen geringen Variationen - ein schnelleres Knochenwachstum im Interface begünstigt.
Da für KG Z_1 mit einem SiO_2-Anteil von 46, 7 Gew.-% und für KG ZR I vergleichbar gute Ergebnisse bezüglich des Knochenwachstums gefunden wurden, ist der Einfluß der etwas niedrigeren SiO_2-Konzentration für KG ZR I zumindest fraglich.
Bei Implantaten aus ZrO_2 und mit ZrO_2 beschichtetem Vitallium wurde lediglich eine bindegewebige Einscheidung der Implantate gefunden (Hentrich et al.,1971), (Crain et al.,1975).

Der differenziertere Vergleich der Gläser KG Z_1 und KG ZR I zeigt, daß im Kortikalislager kein Unterschied zwischen den Implantaten bez. der geweblichen Reaktion gefunden werden konnte. Der prozentuale Anteil des Knochens steigt von ca. 50 % nach 14 Tagen bis auf ca. 90 % nach 60 Tagen im gesamten Bohrlochbereich an, wobei nach 30 Tagen schon ein Knochenanteil von ca. 80 % gefunden werden konnte. Das Knochenwachstum verhält sich im Interfacebereich gleichartig zum übrigen Bohrlochbereich, was eine ungestörte Auffüllung des Bohrlochs mit neugebildetem Knochen bis zur Keramikoberfläche hin vermuten läßt.
Der Osteoidanteil ist bei ca. 1 % (14 Tage) bzw. (0,1 - 0,0) % (60 Tage) als sehr gering anzusehen und spricht für eine schnelle,ungestörte Mineralisation.
Der Chondroidanteil mit max. 0,3 % ist zu vernachlässigen und kann gleichfalls im Rahmen einer ungestörten Knochenheilung interpretiert werden. Betrachtet man den implantatnahen Bereich (100 µm Bereich) im Vergleich zum Bohrloch-nahen Bereich (Rest-Bereich), so kann lediglich nach 14 Tagen ein signifikanter Unterschied in der V_v Osteoid gefunden werden, der im 100 µm Bereich etwas größer ist als im Restbereich (2,4 % zu 0,6 % für KG Z_1 und 1,5 % zu 0,4 % für KG ZR I). Dieses Ergebnis spricht für eine schnellere Mineralisation in der Nähe des Bohrlochrandes und somit für ein Knochenwachstum vom Rand des Bohrlochs zur Keramik hin. Da aber nach 14 Tagen Liegezeit das Bohrloch schon mit ca. 50 % Knochen aufgefüllt war und frühere Beobachtungszeiten nicht vorliegen, ist dieses Ergebnis lediglich als ein Hinweis zu werten.

Die Oberflächendichten und die spezifische Oberfläche für anliegendes Osteoid und Chondroid bleiben von 14 zu 30 Tagen statistisch ungetrennt; das entspricht einer gleichbleibenden Konzentration dieser Gewebe. Für 60 Tage Liegezeit konnte auf-

grund der zu geringen Anzahl von Werten keine spezifische Oberfläche für Osteoid und Chondroid im Kompaktabereich berechnet werden. Die Oberflächendichte von anliegendem Osteoid verringert sich allerdings nach 60 Tagen, was dem fast völligen Verschwinden von Osteoid an der Keramik entspricht.

Der Anteil des Implantates, der sich in der Markhöhle befand, wurde entsprechend der Liegezeit von einem mehr oder weniger vollständigen Knochenrahmen umschlossen. Dieses Phänomen konnte für alle untersuchten Gläser beobachtet werden. Für KG Z_1 und KG ZR I konnte kein Unterschied im Interfacebereich zwischen Mark- und Kortikalisraum festgestellt werden (nach 60 Tagen ca. 97 % Knochenverbund an der Implantatoberfläche im Markbereich). Im übrigen Bohrlochbereich zeigte sich ein über die Zeit ziemlich konstant bleibender Knochenanteil -er nahm ca. 30 % des 100 µm Bereiches ein- der entsprechend den Werten der spezifischen Oberfläche und dem Knochenanteil im Restbereich von 14 zu 60 Tagen hin geglättet und kompakter wurde. In der Literatur wird lediglich beiläufig über die Knochenbildung im Markbereich an der Keramikoberfläche berichtet. Ob die Implantate nur im Rahmen der Kallusbildung in der Markhöhle von der Kortikalis aus mit Knochen überzogen werden, oder ob auf eine bevorzugte Ablagerung von Knochen an der Implantatoberfläche - wie Beckham et al. (1981) annimmt- geschlossen werden kann, ist hier nicht zu entscheiden. Nichtsdestoweniger bleibt die Frage offen, weshalb auch nach 60 Tagen Liegezeit ein im wesentlichen konstant bleibender Knochenrahmen um die Keramik herum im Mark bestehen bleibt, obwohl die sonstigen Regenerationsvorgänge im Rahmen der Knochenheilung abgeschlossen zu sein scheinen.

Unterschiede im Markbereich wurden für KG Z_1 und KG ZR I lediglich in den Werten 14 Tage nach Implantation gefunden. Der Anteil an Knochenverbund ist für KG Z_1 größer (61 % zu 34 % $\hat{=} L_{Kn}^{M}$) und der Anteil von Osteoid kleiner (4 % zu 8 % $\hat{=} L_{Os}^{M}$). Das zeigt, daß die Knochenneubildung im Markbereich für KG Z_1 nach 14 Tagen fortgeschrittener ist als für KG ZR I. Dieses Ergebnis wird auch durch die Volumendichten des anliegenden Osteoids und Knochens im Mark bestätigt.

Es läßt sich also sagen, daß,bis auf die Unterschiede im Markbereich nach 14 Tagen Liegezeit,kein signifikanter Unterschied zwischen KG Z_1 und KG ZR I gefunden werden konnte, obwohl KG ZR I einen Anteil von 5 Gew.-% Zirkon zusätzlich enthält.

KG Z_1 besitzt im Vergleich zu der in der Literatur ausführlich beschriebenen Glas-Keramik KG S (Gross a. Strunz,1980; Gross et al.,1981) lediglich ein von 5 Gew.-% bei KG S verringerten Na_2O-Anteil von 3,5 Gew.-%. Vergleicht man die Werte für den Knochenverbund an der Implantatoberfläche, so ist zu sehen, daß KG S erst nach 245tägiger Liegezeit einen Wert von 95 % erreicht, der bei KG Z_1 (bzw. auch bei KG ZR I) schon nach 60 Tagen Liegezeit zu finden ist.
Das bedeutet, daß sich die Reduzierung des Na_2O-Anteils auf die Schnelligkeit des Knochenwachstums an der Keramikoberfläche günstig auswirkt. Ob die Langzeitergebnisse für KG Z_1 und KG ZR I auch so gute Resultate zeigen, bleibt abzuwarten. Während Blenke et al. (1978) auch gute Langzeitstabilität (Beobachtungszeitraum bis zu 30 Monaten) für die alkaliarme Glaskeramik Ceravital® beschreibt, wird dies von Gross et al. (1980) in Frage gestellt: "Langzeitimplantate der Glaskeramik Ceravital® im Kiefer von Schweinen zeigen deutliche Effekte der Knochen-Remodeling, ein biologischer Prozeß, in den das Interface einbezogen ist." (Gross et al., 1980).

6. Zusammenfassung

1. Es wurden die Gläser KG Z_1, KG ZR I und KG ZR II in das linke Rattenfemur implantiert und morphometrisch bei Liegezeiten von 14, 30 und 60 Tagen ausgewertet. Die Gewebe im Bohrloch wurden in Knochen, Osteoid, Chondroid und Weichgewebe differenziert.

2. Für alle beobachteten Implantate war der Chondroidanteil in der Beobachtungszeit sehr gering; der Osteoidanteil fiel für KG Z_1 und KG ZR I nach 60 Tagen auf kaum meßbare Werte, während er für KG ZR II noch 5 % betrug.

3. Im Bereich des Interface (ungetrennt nach Mark und Kompakta) konnte kein Unterschied in der geweblichen Reaktion nach Implantation von KG ZR I bei männlichen und weiblichen Ratten festgestellt werden.

4. Bezüglich der untersuchten Parameter konnte im Interfacebereich für KG Z_1 und KG ZR I ein überwiegend gleiches gewebliches Verhalten gemessen werden. Ein Knochenverbund von ca. 95 % an der Implantatoberfläche war nach 60 Tagen zu beobachten. Lediglich im Markbereich zeigte sich ein Unterschied zwischen den beiden Implantaten. Für KG Z_1 war ein höherer Anteil an Knochen und ein niedrigerer an Osteoid nach 14tägiger Liegezeit zu messen, was für eine weiter fortgeschrittene Mineralisation für KG Z_1 innerhalb der ersten 14 Tage spricht.

5. Nach Implantation von KG ZR II wurde ein im Vergleich zu den anderen Gläsern geringerer Knochenanteil an der Implantatoberfläche (ungetrennt nach Mark und Kompakta) beobachtet. Er betrug nach 14 Tagen 3 %, nach 30 Tagen 16 % und nach 60 Tagen 67 %. In Verbindung mit den Werten für Osteoid kann dies dahingehend interpretiert werden, daß für KG ZR II die Knochenneubildung im Verhältnis zu den anderen beiden Implantaten verspätet beginnt.

6. Im übrigen Bohrlochbereich konnte für KG Z_1 und KG ZR I – bis auf die oben beschriebenen Unterschiede im Markbereich – kein signifikanter Unterschied in der Gewebereaktion beobachtet werden.

7. Die spezifische Oberfläche für den am Implantat anliegenden Knochen im Markbereich nahm von 14 Tagen zu 60 Tagen nach Implantation von KG Z_1 und KG ZR I ab, was einer Zunahme der Dichte von anliegendem Knochen entspricht.

7. LITERATURVERZEICHNIS

BECKHAM, C.A., GREENLEE, T.K., jun., CREBO, A.R.:
Bone Formation at a Ceramic Implant Interface.
Cal. Tiss. Res., 8, 165-171 (1971)

BLENCKE, B.A., BRÖMER, H., DEUTSCHER, K.:
Experimentelle Untersuchungen über die Verankerung von belasteten Glaskeramischen Implantaten im Femurschaft.
Biomed. Techn., 24, 294-302 (1979)

BLENCKE, B.A., BRÖMER, H., DEUTSCHER,K.:
Compatibility and Long-Term Stability of Glass-Ceramic Implants
J. Biomed. Mater. Res., 12, 307-316 (1978)

BÖCHER-SCHWARZ, H.-G.:
Verankerung von Glaskeramiken unterschiedlicher Löslichkeit im Rattenfemur.
Inaugural Dissertation zur Erlangung der med. Doktorwürde an den Med. Fachbereichen der Freien Universität Berlin, 1-82 (1983)

BOECK, R.,:
Verankerung von Glaskeramiken geringer Löslichkeit im Rattenfemur.
Inaugural Dissertation zur Erlangung der med. Doktorwürde an den Med. Fachbereichen der Freien Universität Berlin, 1-53, (1983)

CARLISLE, E.M.:
Silicon: A Possible Factor in Bone Calcification.
Science, 167, 279-280 (1970)

CLARK, A.E., HENCH, L.L., PASCHALL, H.A.:
The Influence of Surface Chemistry on Implant Interface Histology: A Theoretical Basis for Implant Materials Selection
J. Biomed. Mater. Res., 10, 161-174 (1976)

CONTZEN, H.:
Grundlage der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen.
Thieme, Stuttgart (1967)

CRAIN, A. N., SCHNITMAN, P. A., RABKIN, M., DENNISON, T., ONESTO, E.J.:
Aluminia and Zirkonia Caoted Vitallium Oral Endosteal Implants in Beagles
J. Biomed. Mater. Res., Symp., 6, 257-262 (1975)

DIEM, K., LENTNER, C.:
Wissenschaftliche Tabellen.
Documenta Geigy, J.R. Geigy AG, Basel, 7. Aufl., 125 u. 193 (1968)

GRISS, P., SILBER, R., MERKLE, B., HAEHNER, K., HEIMKE, G., KREMPIEN, B.:
Biomechanically Induced Tissue Reactions after Al_2O_3-Ceramic Hip Joint Replacement. Experimental and Early Clinical Results.
J. Biomed. Mater. Res., Symp., 7, 519-528 (1976)

GRISS, P., WERNER, E., HEIMKE, G., BUCHINGER, R.:
Vergleichende experimentelle Untersuchungen an Bioglas (L.L. Hench), Al_2O_3-Keramik und mit mod. Bioglas beschichteter Al_2O_3-Keramik. I. Ergebnisse mit unbelasteten Implantaten.
Arch. orthop. Unfall-Chir., 90, 15-27 (1977)

GRISS, P., WERNER, E., HEIMKE, G, RAUTE-KREINSEN, U.:
Vergleichende experimentelle Untersuchungen an Al_2O_3-Keramik und mit mod. Bioglas(L.L. Hench) beschichteter Al_2O_3-Keramik. II. Ergebnisse mit belasteten Implantaten.
Arch. Orthop. Traumat.Surg., 92, 199-210 (1978)

GROSS, U., STRUNZ, V.:
Surface Staining of Sections of Undecalcified Bone Containing Alloplastic Implants.
Stain Technology, 52, 217-219 (1977)

GROSS, U., STRUNZ, V.:
Development and Structure of Bone and Bone-marrow after Implantation of Glass Ceramic Ceravital®, vorgelegt in:
Tenth Annual International Biomaterials Symposium,
San Antonio, TX, USA, 29 April-2 May 1978

GROSS, U., STRUNZ, V.:
The Anchoring of Glass Ceramics of Different Solubility in the Femur of the Rat.
J. Biomed. Mater. Res., 14, 607-618 (1980)

GROSS, U., STRUNZ, V., MÄNNER, K.:
Glass Ceramic in Bone and Soft Tissue.
Vortrag, Collegium Chirurgicum Neerlandicum, Congress, Amsterdam,19.4.1980

GROSS, U., BRANDES, J.,STRUNZ,V.,BAB,I.,SELA,J.:
The Ultrastructure of the Interface between a Glass Ceramic and Bone .
J. Biomed. Mater. Res., 15, 291-305 (1981)

HEIMKE,G., JENTSCHURA, G., WERNER, E.:
Direct Anchorage of Al_2O_3-Ceramic Hip Components: Three Years of Clinical Experience and Results of Further Animal Studies .
J. Biomed. Mater. Res., 12, 57-65 (1978)

HENCH, L.L., SPLINTER, R. J., ALLEN, W.C., GREENLEE, T.K.:
Bonding Mechanisms at the Interface of Ceramic Prothetic Materials.
J. Biomed. Mater. Res. Symp., 2, (Part 1) 117-141 (1971)

HENCH, L.L., PASCHALL, H. A.:
Direct Chemical Bond of Bioactiv Glass-Ceramic Materials to Bone and Muscle .
J. Biomed. Mater. Res. Symp., 4, 25-42 (1973)

HENCH, L.L., PASCHALL, H. A.:
Histochemical Responses at a Biomaterial's Interface
J. Biomed. Mater. Res. Symp., 5, (Part 1) 49-64 (1974)

HENTRICH, R.L., GRAVES, G.A., STEIN, H.G., BAJPAI, P.K.:
An Evaluation of Inert and Resorbable Ceramics for Future Clinical Orthopedic Applications
J. Biomed. Mater. Res., 5, 25-51 (1971)

HINDRINGER, B., BÜSING, G.:
Schnelleinbettung unentkalkter Knochen von Mäusen für autoradiographische Untersuchungen kurzlebiger wasserlöslicher Isotope durch ein Kontaktverfahren mit AR 10 Strippingfilm.
Histochemie, 26, 333-342 (1971)

HIRSCH, A.:
Struktur und Belastbarkeit von Zwischenschicht und Knochen nach Implantation von Glaskeramiken in den Schweinekiefer.
Dissertationsschrift , Freie Universität Berlin (1979)

HOLTROP, M.E.:
The Origin of Bone Cells in Endochondral Ossifikation.
Third Symposium on Calcified Tissues
H. Fleisch et al., Ed. Springer, New York, 32-36 (1966)

HOMSY, C.A.:
Bio-Compatibility in Selection of Materials for Implantation.
J. Biomed. Mater. Res, 4, 341-356 (1970)

MINDEL, E.R., RODBARD, S., KWASMAN, B.:
Chondrogenesis in Bone Repair. A Study of the Fracture Callus in the Rat.
Clinical Orth. Res., 79, 187-196 (1971)

OGINO, M., OHUCHI, F., HENCH, L.L.:
Compositional Depence of the Formation of Calcium phosphate Films on Bioglass.
J. Biomed. Mater. Res., 14, 55-64 (1980)

PIOTROWSKI, G., HENCH, L.L., ALLEN, W.C., MILLER, G.J.:
Mechanikal Studies of the Bone Bioglass Interfacial Bond
J. Biomed. Mater. Res. Symp., 6, 47-61 (1975)

SACHS, L.:
Angewandte Statistik, Springer, Berlin, 4. Aufl. (1974)

SACHS, L.:
Statistische Methoden. Springer, Berlin, 4. Aufl. (1979)

SANDRITTER, W., BENEKE, G.:
Allgemeine Pathologie
Schattauer, Stuttgart-New York (1974)

SCHENK, R.:
Trabecular Bone Volume in Iliac Crest Biopsies. Proceedings of the First Workshop on Bone Morphometry.
Jaworski, Z.F.G., Ed., University of Ottawa Press, 97-99 (1973)

SCHROEDER, A., POHLER, O., SUTTER, F.:
Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk., 86, 713-27 (1976)

SCHROEDER, A., STICH, H., STRAUMANN, F., SUTTER, F.:
Über die Anlagerung von Osteozement an einem belasteten Implantatkörper
Schweiz. Mschr. Zahnheilk., 88, 1051-58 (1978)

SITTE, H.:
Morphometrische Untersuchungen an Zellen.
in: Weibel, E.R., Elias, H. Quantitative Methoden in der Morphologie
Springer, Berlin, 167-198 (1967)

STANLEY, H.R., HENCH, L.L., GOING, C., BENETT, C., CHELLEMI, S.J., KING, C., INGERSOLL, N., ETHRIDGE, E., KREUTZIGER, K.:
The Implantation of Natural Tooth from Bioglasses in Baboons.
Oral. Surg., 42, 339-356 (1976)

STRUNZ, V., GROSS, U., MÄNNER, K.:
Ergebnisse histologischer Untersuchungen an den Grenzflächen zwischen Knochengewebe und Glaskeramik (Ceravital ®) mit Apatitstruktur.
in: Dental Implants, Franke, J. Ed., Hanser, München, Wien (1980)

WEIBEL, E., ELIAS, H.:
Introduction to Sterologic Principles.
in: Weibel, E., Elias, H., Quantitative Methoden in der Morphologie
Springer, Berlin, 89-98 (1967)

WEIBEL, E., ELIAS, H.:
Introduction to Sterology and Morphometry. in: Weibel, E., Elias, H., Quantitative Methoden in der Morphologie, Springer, Berlin, 3-19 (1967)

ANHANG

Formeln und Musterrechnung

anhand eines Beispieles (für KG ZR I m., 60 Tage Liegezeit, Versuchstier Nr. 416, Schnitt Nr. 4)

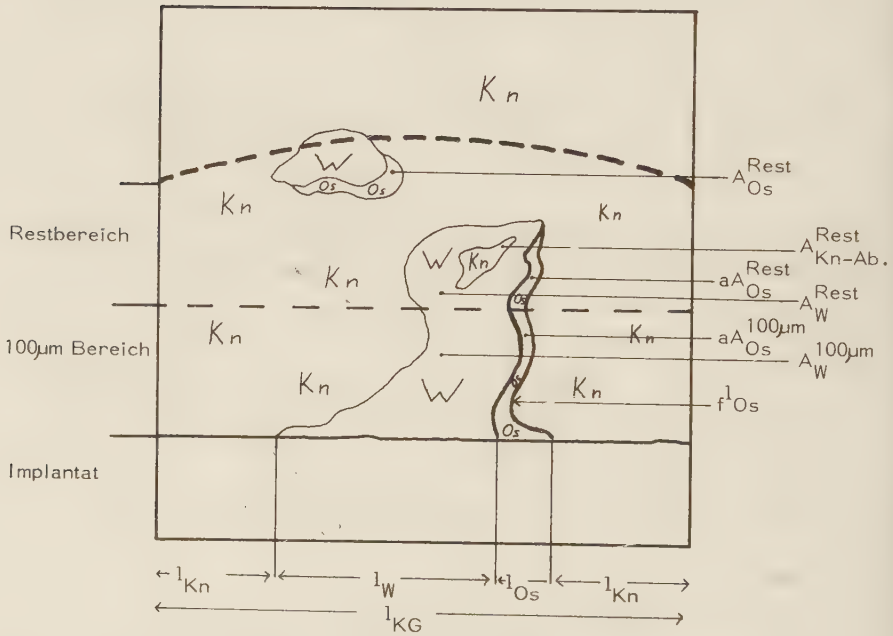

Abb. 50 Fiktiver Abschnitt am Implantat zur Erläuterung der gemessenen Parameter

- Gemessene Werte :

Längen	(mm)
l^{M-K}_{KG}	1494,3
l^{M-K}_{Kn}	1314,4
l^{M-K}_{Os}	1,6
l^{M-K}_{Ch}	0,0
$_{f}l^{M-K}_{Os}$	33,7
$_{f}l^{M-K}_{Ch}$	0,0
$_{f}l^{M-K}_{Kn}$	484,7

Längen	(mm)
l^{K}_{KG}	1138,1
l^{K}_{Kn}	959,8
l^{K}_{Os}	1,6
l^{K}_{Ch}	0,0
$_{f}l^{K}_{Os}$	33,7
$_{f}l^{K}_{Ch}$	0,0

Flächen	(mm^2)
$A^{K,Ges.}$	57817,3
$A^{K,100\mu m}$	33152,6
$A^{K,100\mu m}_{W}$	4795,3
$A^{K,100\mu m}_{Os}$	35,6
$A^{K,100\mu m}_{Ch}$	0,0
$A^{K,Rest}_{W}$	1815,9
$A^{K,Rest}_{Os}$	0,0
$A^{K,Rest}_{Ch}$	0,0
$A^{K,100\mu m}_{Kn-Abzug}$	0,0
$A^{K,Rest}_{Kn-Abzug}$	0,0
$aA^{K,100\mu m}_{Os}$	35,6
$aA^{K,100\mu m}_{Ch}$	0,0
$aA^{K,Rest}_{Os}$	0,0
$aA^{K,Rest}_{Ch}$	0,0

Flächen	(mm^2)
$A^{M,Ges.}$	29060,0
$A^{M,100\mu m}$	12059,1
$A^{M,100\mu m}_{Kn}$	5758,0
$A^{M,100\mu m}_{Os}$	0,0
$A^{M,100\mu m}_{Ch}$	0,0
$A^{M,Rest}_{Kn}$	890,4
$A^{M,Rest}_{Os}$	0,0
$A^{M,Rest}_{Ch}$	0,0
$A^{M,100\mu m}_{W,Os,Ch-Ab.}$	193,6
$A^{M,Rest}_{W,Os,Ch-Ab.}$	0,0
$aA^{M,100\mu m}_{Kn}$	5230,9
$aA^{M,100\mu m}_{Os}$	0,0
$aA^{M,100\mu m}_{Ch}$	0,0
$aA^{M,Rest}_{Kn}$	37,2

Flächen	(mm^2)
$aA^{M,Rest}_{Os}$	0,0
$aA^{M,Rest}_{Ch}$	0,0
$aA^{M,100\mu m}_{W,Os,Ch-Ab.}$	193,6
$aA^{M,Rest}_{W,Os,Ch-Ab.}$	0,0

- Berechnete Werte

1. Längen am Implantat L (%)

$$L^{i}_{j} = \frac{l^{i}_{j}}{l^{i}_{KG}} * 100 \qquad \text{mit } i = M\text{-}K, K \quad i = Kn, Os, Ch$$

$$L^{i}_{W} = 100 - (L^{i}_{Kn} + L^{i}_{Os} + L^{i}_{Ch})$$

$$L^{M\text{-}K}_{Kn} = \frac{1314,4}{1494,3} * 100 = \underline{88,0\ \%}$$

$$L^{M\text{-}K}_{Os} = \frac{1,6}{1494,3} * 100 = \underline{0,1\ \%}$$

$$L^{M\text{-}K}_{Ch} = \frac{0,0}{1494,3} * 100 = \underline{0,0\ \%}$$

$$L^{M\text{-}K}_{W} = 100 - (88,0 + 0,1 + 0,0) = \underline{11,9\ \%}$$

$$L^{K}_{Kn} = \frac{959,8}{1138,1} * 100 = \underline{84,3\ \%}$$

$$L^{L}_{Os} = \frac{1,6}{1138,1} * 100 = \underline{0,1\ \%}$$

$$L^{K}_{Ch} = \frac{0,0}{1138,1} * 100 = \underline{0,0\ \%}$$

$$L^{K}_{W} = 100 - (84,3 + 0,1\ 0,0) = \underline{15,6\ \%}$$

$$L_j^M = \frac{l_j^{M-K} - l_j^K}{l_{KG}^{M-K} - l_{KG}^K} * 100 \qquad \text{mit} \quad j = Kn, Os, Ch$$

$$L_W^M = 100 - (L_{Kn}^M + L_{Os}^M + L_{Ch}^M)$$

$$L_{Kn}^M = \frac{1314,4 - 959,8}{1494,3 - 1138,1} * 100 = \underline{\underline{99,6\ \%}}$$

$$L_{Os}^M = \frac{1,6 - 1,6}{1494,3 - 1138,1} * 100 = \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$L_{Ch}^M = \frac{0,0 - 0,0}{1494,3 - 1138,1} * 100 = \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$L_W^M = 100 - (99,6 + 0,0 + 0,0) = \underline{\underline{0,4\ \%}}$$

2. Volumendichten V_v (%)

- Kompaktabereich (K)

$$V_v^{K,Ges.}(W) = \frac{A_W^{K,100\mu m} - A_{Kn-Ab.}^{K,100\mu m} + A_W^{K,Rest} - A_{Kn-Ab.}^{K,Rest}}{A^{K,Ges.}} * 100$$

$$= \frac{4795,3 - 0,0 + 1815,9 - 0,0}{57817,3} * 100$$

$$= \underline{\underline{11,4\ \%}}$$

$$V_v^{K,Ges.}(Os) = \frac{A_{Os}^{K,100\mu m} + A_{Os}^{K,Rest}}{A^{K,Ges}} * 100$$

$$= \frac{35,6 + 0,0}{57817,3} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,1\ \%}}$$

$$V_v^{K,Ges}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{K,100\mu m} + A_{Ch}^{K,Rest}}{A^{K,Ges}} * 100$$

$$= \frac{0,0 + 0,0}{57817,3} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{K,Ges}(Kn) = 100 - (V_v^{K,Ges.}(W) + V_v^{K,Ges.}(Os) + V_v^{K,Ges.}(Ch))$$

$$100 - (11,4 + 0,1 + 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{\underline{88,5\ \%}}$$

$$V_v^{K,100\mu m}(W) = \frac{A_W^{K,100\mu m} - A_{Kn\text{-}Abzug}^{K,100\mu m}}{A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{4795,3 - 0,0}{33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{14,5\ \%}}$$

$$V_v^{K,100\mu m}(Os) = \frac{A_{Os}^{K,100\mu m}}{A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{35,6}{33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,1\ \%}}$$

$$V_v^{K,100\mu m}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{K,100\mu m}}{A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{K,100\mu m}(Kn) = 100 - (V_v^{K,100\mu m}(W) + V_v^{K,100\mu m}(Os) + V_v^{K,100\mu m}(Ch))$$

$$= 100 - (14,5 + 0,1 + 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{\underline{85,4\ \%}}$$

$$V_v^{K,Rest}(W) = \frac{A_W^{K,Rest} - A_{Kn\text{-}Abzug}^{K,Rest}}{A^{K,Ges.} - A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{1815,9 - 0,0}{57817,3 - 33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{7,4\ \%}}$$

$$V_v^{K,Rest}(Os) = \frac{A_{Os}^{K,Rest}}{A^{K,Ges.} - A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{57817,3 - 33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{K,Rest}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{K,Rest}}{A^{K,Ges.} - A^{K,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{57817,3 - 33152,6} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{K,Rest}(Kn) = 100 - (V_v^{K,Rest}(W) + V_v^{K,Rest}(Os) + V_v^{K,Rest}(Ch))$$

$$= 100 - (7,4 + 0,0\ 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{\underline{92,6\ \%}}$$

- Markbereich (M)

$$V_v^{M,Ges.}(Kn) = \frac{A_{Kn}^{M,100\mu m} - A_{Os,Ch,W-Ab.}^{M,100\mu m} + A_{Kn}^{M,Rest} - A_{Os,Ch,W-Ab.}^{M,Rest}}{A^{M,Ges}} * 100$$

$$= \frac{5758,0 - 193.6 + 890,4 - 0,0}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{\underline{22,2\ \%}}$$

$$V_v^{M,Ges.}(Os) = \frac{A_{Os}^{M,100\mu m} + A_{Os}^{M,Rest}}{A^{M,Ges.}} * 100$$

$$= \frac{0,0 + 0,0}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{M,Ges.}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{M,100\mu m} + A_{Ch}^{M,Rest}}{A^{M,Ges.}} * 100$$

$$= \frac{0,0 + 0,0}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{0,0\ \%}$$

$$V_v^{M,Ges.}(W) = 100 - (V_v^{M,Ges.}(Kn) + V_v^{M,Ges.}(Os) + V_v^{M,Ges}(Ch))$$

$$= 100 - (22,2 + 0,0 + 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{77,8\ \%}$$

$$V_v^{M,100\mu m}(Kn) = \frac{A_{Kn}^{M,100\mu m} - A_{Os,Ch,W-Abzug}^{M,100\mu m}}{A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{5758,0 - 193,6}{12059,1} * 100$$

$$= \underline{46,1\ \%}$$

$$V_v^{M,100\mu m}(Os) = \frac{A_{Os}^{M,100\mu m}}{A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{12059,1} * 100$$

$$= \underline{0,0\ \%}$$

$$V_v^{M,100\mu m}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{M,100\mu m}}{A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{12059,1} * 100$$

$$= \underline{0,0\ \%}$$

$$V_v^{M,100\mu m}(W) = 100 - (V_v^{M,100\mu m}(Kn) + V_v^{M,100\mu m}(Os) + V_v^{M,100\mu m}(Ch))$$

$$= 100 - (46,1 + 0,0 + 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{\underline{53,9\ \%}}$$

$$V_v^{M,Rest}(Kn) = \frac{A_{Kn}^{M,Rest} - A_{Os,Ch,W-Abzug}^{M,Rest}}{A^{M,Ges.} - A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{890,4 - 0,0}{29060,0 - 12059,1} * 100$$

$$\underline{\underline{5,2\ \%}}$$

$$V_v^{M,Rest}(Os) = \frac{A_{Os}^{M,Rest}}{A^{M,Ges.} - A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{29060,0 - 12059,1} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{M,Rest}(Ch) = \frac{A_{Ch}^{M,Rest}}{A^{M,Ges.} - A^{M,100\mu m}} * 100$$

$$= \frac{0,0}{29060,0 - 12059,1} * 100$$

$$= \underline{\underline{0,0\ \%}}$$

$$V_v^{M,Rest}(W) = 100 - (V_v^{M,Rest}(Kn) + V_v^{M,Rest}(Os) + V_v^{M,Rest}(Ch))$$

$$= 100 - (5,2 + 0,0 + 0,0) \quad (\%)$$

$$= \underline{\underline{94,8\ \%}}$$

3. Anliegende Volumendichten aV_v (%)

$$aV_v^i(j) = \frac{aA_j^{i,100\mu m} + A_j^{i,Rest} + \alpha\left(A_{Os,Ch,W-Ab.}^{M,100\mu m} + A_{Os,Ch,W-Ab.}^{M,Rest}\right)}{A^{i,Ges.}} * 100$$

mit $i = M,K$

$j = Os,Ch,Kn$

für $i = K$ ist $j \neq Kn$

$\alpha = 0$ für $j = Os,Ch$

$\alpha = 1$ für $j = Kn$

$$aV_v^K(Os) = \frac{35,6 + 0,0}{57817,3} * 100$$

$$= \underline{0,062\ \%}$$

$$aV_v^K(Ch) = \frac{0,0 + 0,0}{57817,3} * 100$$

$$= \underline{0,000\ \%}$$

$$aV_v^M(Os) = \frac{0,0 + 0,0}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{0,000\ \%}$$

$$aV_v^M(Ch) = \frac{0,0 + 0,0}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{0,000\ \%}$$

$$aV_v^M(Kn) = \frac{5230,9 + 37,2 - (193,6 + 0,0)}{29060,0} * 100$$

$$= \underline{17,462\ \%}$$

4. Oberflächendichte der am Implantat anliegenden Gewebe aS_V (mm^2/mm^3)

$$aS_V^i(j) = \frac{4\ V_f}{\pi} * \frac{f1_j^i}{A^{i,Ges.}}$$

Vergrößerungsfaktor $V_f = 330$

mit $i = M, K$

$j = Os, Ch, Kn$

für $i = K$ ist $j \neq Kn$

$$f1_{Os,Ch}^{M} = f1_{Os,Ch}^{M-K} - f1_{Os,Ch}^{K}$$

$$f1_{Kn}^{M} = f1_{Kn}^{M-K}$$

$aS_V^K(Os) = \frac{4 * 330}{\pi} * \frac{33,7}{57817,3}$ (mm^2/mm^3)

$= \underline{\underline{2,45 * 10^{-1}}}$ (mm^2/mm^3)

$aS_V^K(Ch) = \frac{4 * 330}{\pi} * \frac{0,0}{57817,3}$ (mm^2/mm^3)

$= \underline{\underline{0,00}}$ (mm^2/mm^3)

$aS_V^M(Os) = \frac{4 * 330}{\pi} * \frac{33,7 - 33,7}{29060,3}$ (mm^2/mm^3)

$= \underline{\underline{0,00}}$ (mm^2/mm^3)

$aS_V^M(Ch) = \frac{4 * 330}{\pi} * \frac{\underline{0,0} - \underline{0,0}}{29060,0}$ (mm^2/mm^3)

$= \underline{\underline{0,00}}$ (mm^2/mm^3)

$aS_V^M(Kn) = \frac{4 * 330}{\pi} * \frac{484,7}{29060,0}$ (mm^2/mm^3)

$= \underline{\underline{70,08 * 10^{-1}}}$ (mm^2/mm^3)

Die Messung der freien Länge des am Implantat anliegenden Knochens konnte im Kompaktabereich nicht erfolgen, da die Oberfläche des Knochens hier nicht eingegrenzt werden kann. Der Wert von $f1_{Kn}^{M-K}$ entspricht daher gleich $f1_{Kn}^{M}$.

5. Spezifische Oberfläche des am Implantat anliegenden Gewebes

aS/V (mm^2/mm^3)

$$aS/V^{i}(j) = \frac{aS_v^i(j)}{aV_v^i(j)} * 100$$

mit i = M, K
j = Os, Ch, Kn

für i = K ist j ≠ Kn

$$aS/V^{K}(Os) = \frac{2,45 * 10^{-1}}{0,062} * 100 \quad (mm^2/mm^3)$$

$$= \underline{\underline{395,16}} \quad (mm^2/mm^3)$$

$aS/V^{K}(Ch)$ nicht definiert

$aS/V^{M}(Os)$ nicht definiert

$aS/V^{M}(Ch)$ nicht definiert

$$aS/V^{M}(Kn) = \frac{70,08 * 10^{-1}}{17,462} \quad (mm^2/mm^3)$$

$$= \underline{\underline{40,13}} \quad (mm^2/mm^3)$$

Herrn Prof. Dr. U. Gross, Institut für Pathologie im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin, danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und die freundliche Betreuung bei der Abfassung dieser Arbeit.

Meinen weiteren Dank möchte ich den Mitarbeitern des Pathologischen Institutes im Klinikum Steglitz (Berlin), besonders Herrn G. Seifert, Frau R. Zorr, Frau G. Burkhardt und Herrn L. Jaeschke aussprechen.

Herrn Dipl.-Chem. H. Brömer, Glasforschungslabor der Ernst Leitz Wetzlar GmbH, Wetzlar, danke ich für die Anfertigung und Überlassung der Glasimplantate.

Lebenslauf

12. 5. 1953	geboren in Oppeln/OS als Sohn von Erich (verstorben 1968) und Adelheid Mika
1959	Einschulung Bruno-Taut-Grundschule, Berlin
1973	Abitur Ernst-Abbe-Oberschule, Berlin
1973-1977	Studium der Physik und Mathematik an der Freien Universität Berlin
1977-1983	Studium der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin
1982	Eheschließung mit der Lehrerin Sabine Töpfer
2. 12. 1983	Approbation
ab Dezember 1983	Assistenzarzt in der Abteilung für Strahlentherapie des Krankenhauses Moabit, Berlin